

**Aus der Chirurgischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. F. P. Gall**

**Das Frequenzspektrum des
intrakardialen Elektrokardiogrammes während
der selektiven Koronarangiographie**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg**

**vorgelegt von
Max-Josef Ponnath
aus Regensburg**

1904

Aus der Chirurgischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. F. P. Gall

Das Frequenzspektrum des intrakardialen Elektro-
kardiogrammes während der selektiven Koronarangio-
graphie

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Max-Josef Ponnath
aus Regensburg

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. F. Wolf

Referent: Prof. Dr. R. Leutschaff

Korreferent: Prof. Dr. F. P. Gall

Tag der mündlichen Prüfung: 13. 02. 84

Meinen Eltern



Digitized by the Internet Archive
in 2026

INHALTSVERZEICHNIS

A	Einleitung	1
B	Theoretische Überlegungen	3
	1. Oberflächen-EKG	3
	2. Intrakardiales EKG	4
	3. Möglichkeiten der Signal-	
	auswertung	9
	a) Amplitude	9
	b) Zeitverlauf	10
	c) Frequenzanalyse durch FFT	10
	4. Einführung zur "Schnellen Fourier-	
	transformation"	11
C	Entwicklung der Methode	16
	1. Signalaufzeichnung	16
	2. Signalverarbeitung	19
	3. Integralmethode	22
D	Untersuchungsmaterial und	
	Versuchsbeschreibung	25
	1. Patientengut	25
	2. Signalaufzeichnung während der	
	selektiven Koronarangiographie	25
	3. Statistisches Testverfahren	30

E	Ergebnisse	31
	1. Visuelle Auswertung	31
	2. Ergebnisse der Integralmethode	38
	a) Patienten nach Myokardinfarkt unter Beteiligung des Ventrikel- septums	39
	b) Patienten mit koronarem Normalversorgungstyp	41
	c) Patienten mit koronarem Rechtsversorgungstyp	50
	d) Patienten mit koronarem Linksversorgungstyp	55
F	Diskussion	61
	1. Vergleich der eigenen Ergebnisse mit denen anderer Autoren	61
	2. Vergleich des intrakardialen und des konventionellen EKGs während der selektiven Koronarangiographie	62
	3. Deutung der Frequenzverschiebung	64
	4. Medizinische Bedeutung	67
G	Zusammenfassung	71
H	Literaturverzeichnis	74
I	Anhang	82

A EINLEITUNG

Vor etwa 50 Jahren begannen die ersten Versuche zur röntgenologischen Darstellung der Herzkranzgefäße. Zunächst wurde das Kontrastmittel in die Aorta ascendens unmittelbar über den Taschenklappen injiziert mit dem Ergebnis nichtselektiver bzw. semiselektiver Darstellungen. Eine zur exakten Diagnose ausreichende Kontrastierung konnte damit nicht erreicht werden (33).

SONES (37) gelang im Jahre 1959 mit einem von ihm entwickelten Katheter zum ersten Mal die getrennte Sondierung und Darstellung von linker und rechter Koronararterie. Durch eine stetige Verbesserung der Technik und die immer größer werdende Erfahrung konnten die auftretenden, untersuchungsbedingten Komplikationen immer mehr zurückgedrängt werden (1, 5, 25, 35).

Es zeigte sich jedoch schon sehr früh, daß ein grosser Teil der zu beobachtenden Komplikationen durch die Kontrastmittel selbst bedingt war. Die Änderungen in der Hämodynamik und im Erregungsablauf des Herzens werden dabei in Abhängigkeit vom verwendeten Kontrastmittel unterschiedlich stark beeinflusst (15, 39, 44).

Die während der Koronarangiographie auftretenden hämodynamischen Wirkungen kann man zusammenfassend als negativ inotrop bezeichnen (38).

In zahlreichen Untersuchungen bestätigt sind folgende typische EKG-Veränderungen (2, 17, 42):

1. Verlängerung der PQ-, QRS- und QT-Zeiten.
2. Amplitudenzunahme der R-Zacke.
3. Gleichsinnige Drehung des QRS-Vektors bei Injektion in die rechte bzw. linke Koronararterie sowie gegensinnige Drehung des Vektors der T-Welle.

Bei der Herzfrequenz wird in der Regel eine Verlangsamung beobachtet, wobei es auch zu kurzzeitigen Asystolien kommen kann, die jedoch nur in seltenen Fällen therapiebedürftig sind. Eine ernste Komplikation ist das Auftreten von Kammerflimmern, das jedoch fast immer durch Defibrillation erfolgreich therapierbar ist (43).

Die bisher erwähnten Veränderungen im physiologischen Erregungsablauf des Herzens konnten alle mit dem Oberflächen-EKG erfaßt werden, dessen Aufzeichnung vor allem für die Rhythmuskontrolle völlig ausreichend ist.

Sollen jedoch Aussagen über regionale myokardiale Erregungsvorgänge gemacht werden, ist das konventionelle EKG überfordert, da mit ihm nur das jeweilige Summenpotential des gesamten Herzens erfaßt werden kann.

Die vorliegende Arbeit bedient sich aus diesem Grunde der Methode der intrakardialen Elektrokardiographie mit dem Ziel, den Einfluß eines Kontrastmittels auf die regionale Erregungsausbreitung zu untersuchen. Geklärt werden soll die Frage, ob die selektive Koronarangiographie zu charakteristischen Veränderungen im intrakardialen EKG führt.

B THEORETISCHE ÜBERLEGUNGEN

Da in den Versuchen der Einfluß eines Kontrastmittels auf den Erregungsablauf im Myokard untersucht wird, sei im folgenden kurz erläutert, warum hierfür das intrakardiale EKG dem konventionellen EKG vorgezogen wurde.

1. Oberflächen-EKG:

Die Elektrokardiographie registriert die bei einer Herzaktion auftretenden elektrischen Potentiale des Herzens. Beim konventionellen EKG erfaßt man dabei die resultierende aller jeweils auftretenden elektrischen Kräfte und stellt sie als vektorielle Projektion auf bestimmte definierte Ableitungen dar. Die Messung erfolgt dabei an standardisierten Ableitpunkten mit Elektroden, die auf der Haut angebracht sind.

Änderungen im Kurvenverlauf des Elektrokardiogrammes gestatten Rückschlüsse auf die Erregungsleitung und Funktion des Herzmuskels, ihr Auftreten in bestimmten Ableitungen erlaubt eine grobe Lokalisierung. Bei der konventionellen Elektrokardiographie sind Entstehungsort und Ableitungsort der elektrischen Signale des Herzens weit voneinander entfernt. Deshalb, und auch wegen des hohen elektrischen Widerstandes der Grenzfläche Haut / Elektrode, können damit nur Potentialunterschiede gemessen werden, die eine bestimmte Größe überschreiten. Als Beispiel kann hier der Sinusknoten dienen, dessen elektrische Aktivität im Oberflächen-EKG wegen zu geringer Empfindlichkeit nicht erfaßt wird. Störungen der Erregungsleitung und -ausbreitung, die das jeweilige Summenpotential des gesamten Herzens nicht wesentlich verändern, sind mit dem konventionellen EKG nicht zu erfassen (10). Berücksichtigt werden muß außerdem, daß extrakardiale Faktoren, welche den Leitungswiderstand des menschlichen Körpers beeinflussen (Ödeme, Lungenemphysem), in hohem Maße das Kurvenbild des konventionellen Elektrokardiogrammes verändern (4).

2. Intrakardiales EKG:

Intrakardiale Potentialschwankungen, die im intrakardialen EKG gemessen und abgebildet

werden, entstehen durch die monophasischen Aktionspotentiale der einzelnen erregbaren Zellen.

Die Aktionspotentiale haben in den verschiedenen Herzabschnitten ein unterschiedliches Aussehen (10). Das Aktionspotential einer Kammermyokardzelle mit den zugehörigen Ionenverschiebungen an der Zellmembran zeigt Abbildung 1.

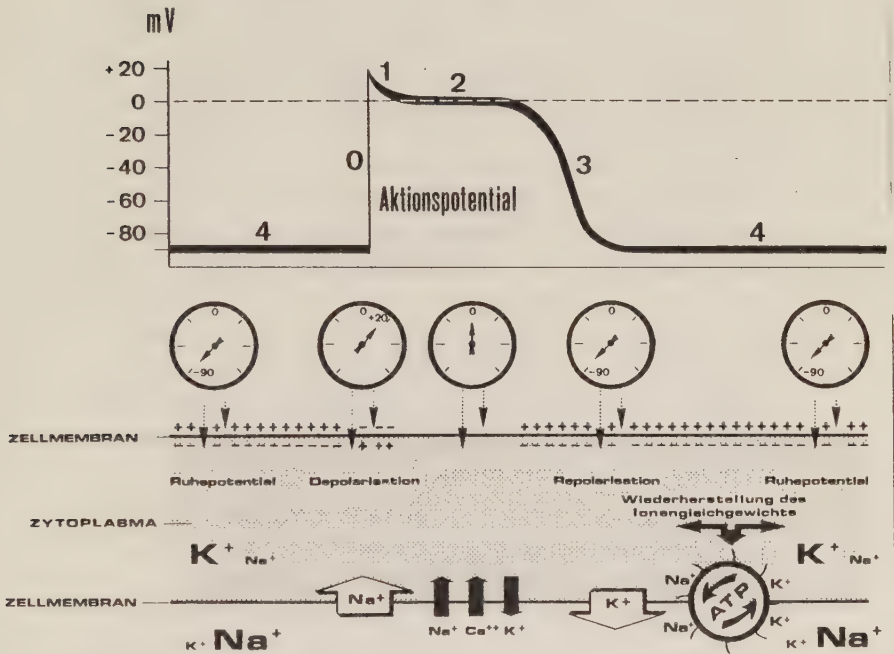


Abb. 1: Aktionspotential einer Kammermyokardzelle und Ionenverschiebungen (nach 10)

Wird das Ruhepotential einer Zelle durch die Erregung der Nachbarzelle einem kritischen Wert (Schwellenpotential) genähert, kommt es zu einer plötzlichen Leitfähigkeitszunahme der Membran für Na^+ -Ionen. Dadurch entsteht ein massiver, kurz (1 - 2 msec.) dauernder Na^+ -Ioneneinstrom, der zur Depolarisation der Zelle führt (Phase 0). Für eine kurze Zeit ist hierbei das Zellinnere zum extrazellulären Raum elektrisch positiv geladen, es kommt zur Umkehr des Vorzeichens des Membranpotentials (Overshoot). In der Phase 1 wird zunächst dieser Überschuß durch Ionenverschiebung abgebaut. Bei der Herzmuskelzelle schließt sich nun im Unterschied zu Nerven- oder Skelettmuskelfasern ein langdauerndes Plateau (Phase 2) an. In dieser Phase beginnen die Ionenströme, welche schließlich in Phase 3 zur Repolarisation der Zelle führen. Dies geschieht durch einen zunehmenden K^+ -Ausstrom bei abnehmendem Na^+ -Einstrom. Nach Abschluß dieser Phase ist das Ruhemembranpotential wiederhergestellt. Die vor der Erregung bestehenden Konzentrationsgradienten zwischen intra- und extrazellulärem Raum werden durch energieverbrauchende Prozesse (aktive Na-K-Pumpe) in der Phase 4 wieder aufgebaut. Bei der Registrierung des monophasischen Aktionsstromes einer Zelle liegt eine der beiden Elektroden intrazellulär. Die biphasische Kurve des

Elektrokardiogrammes wird jedoch allein aus dem extrazellulären Raum abgeleitet. Sie entsteht nach übereinstimmender Ansicht vieler Autoren (4, 10, 34, 36) aus Potentialdifferenzen in Längsrichtung der Herzmuskelfasern während der Ausbreitung und Rückbildung der Erregung. Im Modell liegen zwei Elektroden an den beiden Enden einer Herzmuskelfaser (Abb. 2).

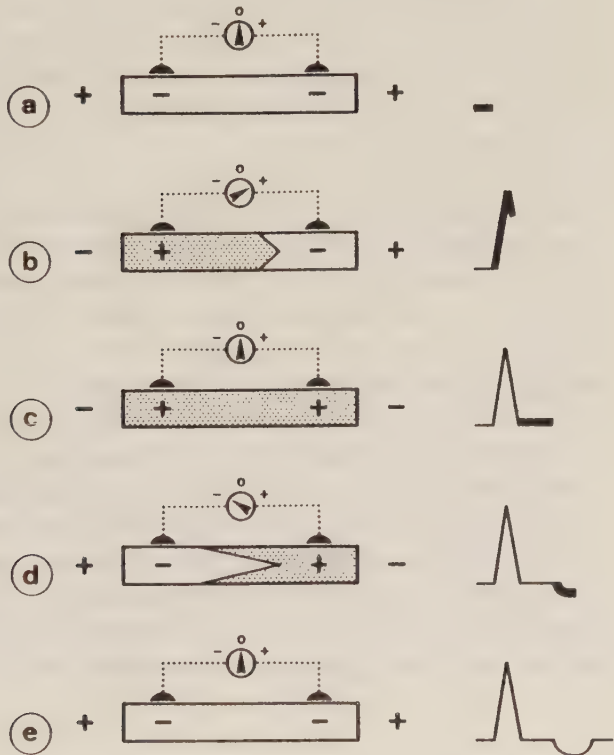


Abb. 2: Entstehung des biphasischen Aktionsstromes bei Depolarisation und Repolarisation an einer Herzmuskelfaser (aus CSAPO, 10).

In Ruhe (a) besteht keine Spannung zwischen den beiden elektrischen Polen. Wird ein Ende durch einen Reiz der Nachbarzelle erregt, kommt es durch das ablaufende Aktionspotential zu einer Ladungsumkehr an der Zellmembran, woraus eine meßbare Potentialdifferenz zwischen den Elektroden resultiert (b). Hat die Depolarisation die gesamte Faser durchlaufen, besteht keine Spannung mehr (c). Bei der Repolarisation entsteht wieder eine Potentialdifferenz, jedoch mit umgekehrtem Vorzeichen, da jetzt das später erregte Ende im Vergleich zum anderen Ende noch elektronegativer ist (d). Nach der Repolarisation herrschen wieder Ruhebedingungen (e).

Die meßbaren Potentialschwankungen bei der Depolarisation und Repolarisation werden im folgenden als "R-Zacke", bzw. als "T-Welle" des intrakardialen Elektrokardiogrammes bezeichnet.

Mit der intrakardialen Elektrokardiographie steht eine Methode zur Verfügung, welche es erlaubt, den Meßpunkt nahe an den Ort des Geschehens zu bringen und regionale Potentiale von bestimmten Gebieten des spezifischen Reizleitungssystems bzw. der Arbeitsmuskulatur aufzuzeichnen. Die Amplitude des abgeleiteten Signals ist dadurch etwa 10fach höher gegenüber dem extern registrierten Potential. Es gelingt damit, den Einfluß extrakardialer Para-

meter, welche als Störgrößen wirksam werden könnten, weitgehend zu eliminieren, sowie die Empfindlichkeit der Aufzeichnungskette gegenüber regionalen Erregungsabläufen wesentlich zu erhöhen.

3. Möglichkeiten der Signalauswertung:

Die Abbildung eines elektrischen Signals durch die Elektrokardiographie wird im medizinischen Bereich in aller Regel nach zwei Gesichtspunkten untersucht.

a) Messung von Amplituden oder Amplitudenveränderungen:

Ein Beispiel hierfür ist die bekannte Erhöhung der R-Zacke in bestimmten Ableitungen des Oberflächenelektrokardiogrammes nach Injektion von Kontrastmittel in die Koronararterien.

Im intrakardialen EKG ist die Höhe der R-Zacke in hohem Maße abhängig von der Lage der Elektrode im Herzen sowie von der Masse und dem Zustand des umgebenden Myokards.

Dies hat erhebliche intraindividuelle sowie interindividuelle Schwankungen zur Folge. Außerdem sind sehr oft Zersplitterungen sowie mehrmalige Polaritätswechsel innerhalb einer solchen R-Zacke zu beobachten, so daß sich die Messung der Amplitude technisch schwierig gestaltet. Es können also zahlreiche, zum Teil noch nicht genügend

untersuchte Faktoren wirksam werden, welche die Übereinstimmung der gemessenen Amplitude mit der wahren Amplitude stören können und sie als Meßparameter ungeeignet erscheinen lassen. Auf eine Auswertung der Amplituden des aufgezeichneten Signals wurde daher verzichtet.

b) Messung von Zeitintervallen:

Auch zu diesem Punkt wurden Untersuchungen angestellt und Veränderungen in der Dauer des QRS-Komplexes oder der QT-Zeit im Oberflächen-EKG nach Kontrastmittelgabe beschrieben (17, 42). HAHN (18) konnte mit Hilfe der His-Bündel-Elektrokardiographie auch Verzögerungen der Erregung in den Schenkeln des Reizleitungssystems nachweisen.

c) Frequenzanalyse durch FFT:

Gewöhnlich erfolgt die Darstellung sowohl des konventionellen als auch des intrakardialen Elektrokardiogrammes als eine Funktion der Zeit, d. h. jedem Punkt auf der Zeitachse t wird ein an diesem Punkt herrschender Spannungswert U zugeordnet. Das Bild eines solchen Herzzyklus im EKG läßt erkennen, daß er aus Teilen hoher Änderungsgeschwindigkeit des Potentials (z. B. R-Zacke) und solchen geringer Änderungsgeschwindigkeit (z. B. T-Welle) zusammengesetzt ist. Unter-

schiedliche Änderungsgeschwindigkeiten entsprechen verschiedenen Frequenzinhalten der betreffenden Signale. Es ist damit denkbar, die elektrischen Signale des Herzens durch geeignete Umformung als eine Funktion der Frequenz, d. h. des Reziprokwertes der Zeit, darzustellen ($f = \frac{1}{t}$) und damit die gegebene Information verändert aufzuarbeiten.

Es entsteht auf diese Weise ein Spektrum aller Frequenzen, die ein bestimmtes Signal enthält und das die relativen Anteile der Einzelfrequenzen zueinander unmittelbar vor Augen führt. Dabei wird sich jede Änderung im zeitlichen Ablauf des elektrischen Signals auch als eine Änderung im Frequenzspektrum zeigen.

4. Kurze Einführung zur "schnellen Fourier-Transformation":

Durch die Fourier-Transformation ist es möglich, eine gegebene Funktion im Zeitbereich $f(t)$ durch bestimmte Abbildungsvorschriften in den Frequenzbereich $F(j, \omega)^*$ überzuführen und sie damit einer Spektralanalyse zugänglich zu machen. Die Transformation ist umkehrbar, d. h. mit der inversen Fourier-Transformation läßt sich die Darstellung im Frequenzbereich wieder zurückführen in den Zeitbereich. Die Abbildungsvorschrift der Fourier-Transformation lautet:

$$F(j, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt$$

* ω : Winkelgeschwindigkeit $\omega = 2\pi f$

Die Grundlagen dieser Abbildungsvorschrift gehen zurück auf Joseph FOURIER (1768 - 1830), der nachweisen konnte, daß unter bestimmten Voraussetzungen jede periodische Funktion $f(t)$ als eine Summe von Sinus- und Kosinusfunktionen darstellbar ist (31). Die Voraussetzungen dafür sind in der Praxis für die Auswertung eines biologischen Signals, z. B. des intrakardialen Elektrokardiogrammes, erfüllt (6).

Die Formulierung einer Funktion $f(t)$ als Fourier-Reihe lautet (7):

$$f(t) = \sum_{n=0}^{\infty} a_n \cos\left(\frac{2\pi}{T} nt\right) + b_n \sin\left(\frac{2\pi}{T} nt\right)$$

Die auftretenden Frequenzen $\frac{2\pi}{T} n$ sind ganzzahlige Vielfache der Grundfrequenz $\frac{2\pi}{T}$.

Ein Beispiel soll diese Darstellung deutlich machen. Gegeben sei ein rechteckiges Signal mit der Amplitude A , das sich als Fourier-Reihe durch folgende Gleichung beschreiben läßt (29):

$$a = \frac{4A}{\pi} \left(\sin \omega t + \frac{1}{3} \sin 3 \omega t + \frac{1}{5} \sin 5 \omega t \dots \right)$$

Die Abbildung 3 zeigt dieses rechteckig verlaufende Signal mit den zugehörigen Schwingungen bis zur 9. Oberschwingung. Theoretisch ist die Zahl der

Oberschwingungen unendlich groß. Die Addition dieser Signale ergibt eine Form, welche der ursprünglichen Rechteckform sehr nahe kommt (Abb. 3).

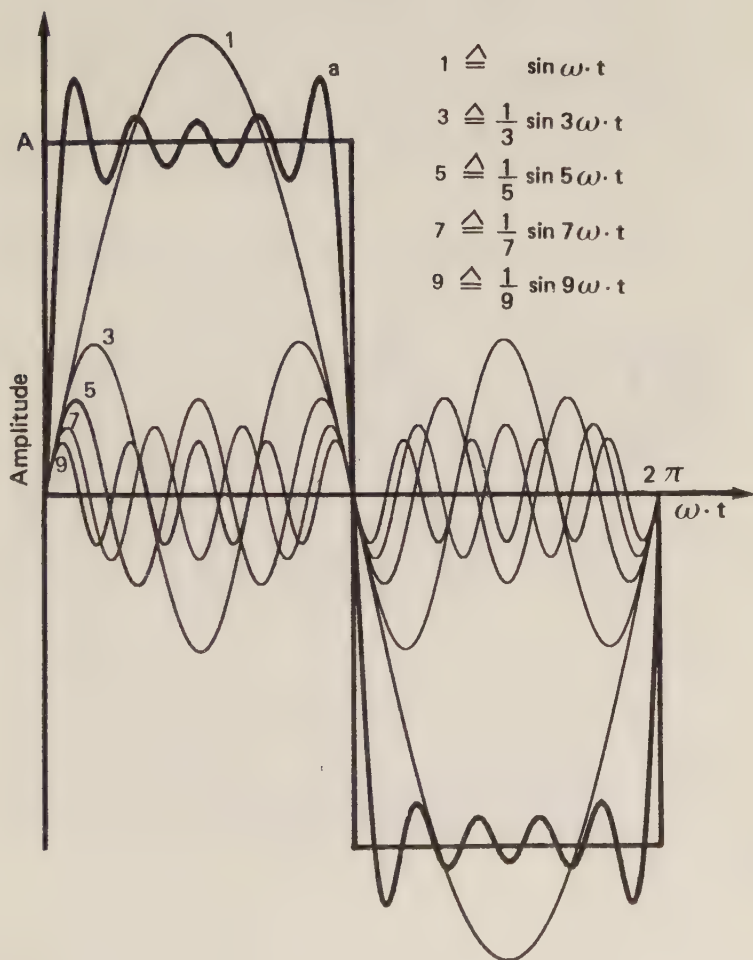


Abb. 3: Zerlegung eines rechteckigen Signals mit der Periode 2π in die Grundwelle und 3. - 9. Oberschwingung.

Für bandbegrenzte Signale (z. B. EKG) kann die Fourier-Transformation mit digitalen Rechnern mit speziellen Algorithmen durchgeführt werden. Dazu muß das Signal vor der Speicherung im Rechner analog-digital gewandelt werden, d. h. in gleichen Zeitabständen Δt abgetastet werden. Dieser Vorgang soll an einem Beispiel erklärt werden: Gegeben sei eine abzutastende Sinusfunktion a mit der Frequenz $f = 210$ Hz (Abb. 4).

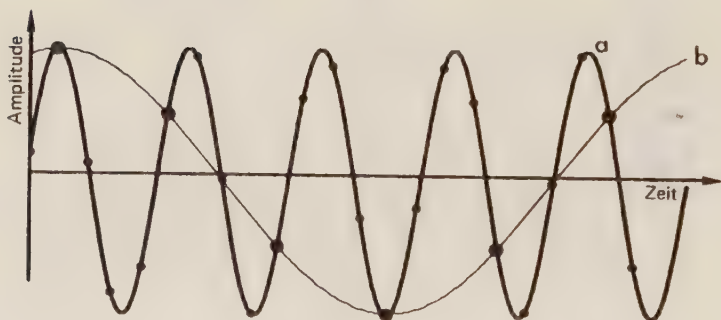


Abb. 4: Abtastung einer gegebenen Funktion a mit zwei verschiedenen Frequenzen (● und *).

Im ersten Fall (●) wird diese Funktion mit einer Frequenz von $f_1 = 250$ Hz abgetastet ($f_1 = 1,2 \times f$): die daraus zu konstruierende Funktion b weist nur noch eine Frequenz von 40 Hz auf und gibt die ursprüngliche Funktion verfälscht wieder.

Im zweiten Fall (●) erfolgt die Abtastung mit einer Frequenz von $f_2 = 1$ kHz ($f_2 = 5 \times f$): die resultierende Funktion ergibt wieder die ursprünglich gegebene Sinusfunktion a frequenzgetreu.

Allgemein muß die Abtastfrequenz größer sein als $2 \times$ die Grundfrequenz (SHANNON-THEOREM, 3).

Durch die Digitalisierung des analog aufgezeichneten Signals in bestimmten Zeitabständen Δt , liegt die zeitabhängige Funktion nicht mehr kontinuierlich, sondern als leicht von einem Rechner zu bearbeitende zeitdiskrete Impulsfolge $x_0, x_1, x_2 \dots$

$x_n - 1$ vor.

N ist dabei die Anzahl der Meßpunkte, in unserem Fall: $N = 2^{10} = 1024$.

$N \times \Delta t$ entspricht der Grundperiode T .

Zur Durchführung der diskreten Fourier-Transformation (DFT) ist dabei für jeden der N Koeffizienten eine Summe aus N Summanden erforderlich.

Die Gesamtzahl der nötigen Multiplikatoren beträgt deshalb N^2 , d. h. bei $N = 1024$ über 1 Mill.

Durch die schnelle Fourier-Transformation (FFT: Fast Fourier Transform), die 1965 von J. W. COOLEY und J. U. TUKEY (9) veröffentlicht wurde, kann die Zahl der erforderlichen Rechenoperationen erheblich eingeschränkt werden.

Die Voraussetzung dafür ist, daß die Anzahl der vorhandenen Daten N eine Potenz der Zahl 2 ist, was für $N = 2^{10} = 1024$ erfüllt ist. Die Zahl der Multiplikationen reduziert sich hierbei von $N^2 = 1048576$ für die DFT auf $2 \cdot 10 \cdot N = 20480$ für die FFT um einen Faktor größer als 50.

C ENTWICKLUNG DER METHODE

1. Signalaufzeichnung:

Jedes elektrische Gerät, das im diagnostischen oder therapeutischen Bereich am Patienten eingesetzt wird, muß Auflagen in Bezug auf seine Patientensicherheit erfüllen. Diese sind in den "Bestimmungen für elektromedizinische Geräte" des Verbandes deutscher Elektrotechniker festgelegt (40, 41). Besonders strenge Auflagen gelten dabei für Geräte, mit denen intrakardiale Messungen vorgenommen werden, da hier bereits Stromstärken von einigen 10 μA gefährlich werden können.

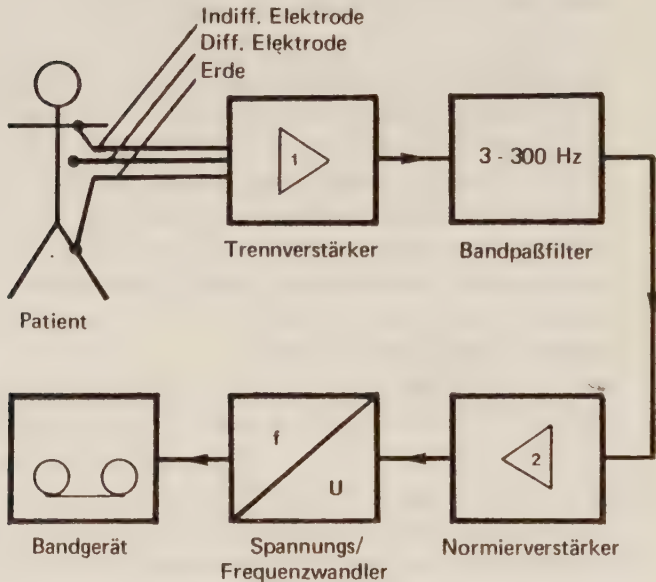
Bei den Untersuchungen dieser Versuchsreihe war die Patientensicherheit durch elektrisch getrennte Meßkreise im Trennverstärker (1), die einen max. Fehlerstrom von 5 μ A bei einer angelegten Spannung von 250 V zuließen, gewährleistet.

Es stellte sich zu Beginn der Versuche heraus, daß die vorhandenen Geräte nicht in allen Punkten den Anforderungen an eine ausreichende Aufzeichnungsqualität entsprachen. Da die Registrierung während der Filmaufnahmen zur Koronarangiographie stattfinden mußte, entstanden durch das dabei eingeschaltete Röntgengerät starke Störsignale in einem Bereich von 50 Hz, die das Fourier-Spektrum entsprechend beeinflussten.

Durch eine hohe Gleichtaktunterdrückung im Trennverstärker und die Verkürzung der Verbindungskabel zwischen Patient und Trennverstärker konnten diese Probleme jedoch gut gelöst werden.

Im Blockschaltbild 1 ist die Aufzeichnung der intrakardialen Elektrokardiogramme dargestellt.

Abb. 5: Blockschaltbild 1:
Aufzeichnung des intrakardialen EKGs



Erklärung:

Darstellung der Geräteanordnung zur EKG-Aufzeichnung. Dieser Abschnitt der Versuche fand im Herzkatheterlabor statt. E: intrakardiale Elektrode. Die Patientensicherheit war durch elektrisch getrennte Meßkreise im Trennverstärker (1) gewährleistet (maximaler Fehlerstrom 5 A bei 250 V angelegter Spannung). Im Spannungs-Frequenz-Wandler wird die jeweils vorhandene Spannung in einen definierten Frequenzwert umgesetzt, der von einem handelsüblichen Bandgerät aufgezeichnet werden kann.

2. Signalverarbeitung mit dem digitalen

Rechner:

Bisher wurde eine Frequenzanalyse des intrakardialen Elektrokardiogrammes während der selektiven Koronarangiographie noch nicht vorgenommen. Deshalb stand zu Beginn der Untersuchungen noch nicht fest, in welchem Bereich und in welcher Richtung Änderungen im Frequenzspektrum zu beobachten sind.

Zunächst wurden die gewonnenen Aufzeichnungen direkt über einen Analog-Digitalwandler in einen Computer (Hersteller: Digital Equipment PDP 11-40) eingespielt und dann mit Hilfe des "Sparta-Analyse-Programmes" für jedes Signal die Fast Fourier Transformation (FFT) durchgeführt (14).

Die erhaltenen Frequenzspektren erstreckten sich über einen Bereich von ca. 3 Hz bis 150 Hz, mit einem Maximum bei etwa 5 bis 10 Hz.

Dieses Spektrum setzt sich zusammen aus den Frequenzanteilen der R-Zacke sowie der T-Welle.

MYERS (30) und KLEINERT (22) konnten zeigen, daß sich die einzelnen Spektren der R-Zacke und der T-Welle deutlich unterscheiden. Die T-Welle umfaßt einen Bereich zwischen 3 Hz und 15 Hz, wobei kaum noch Anteile bei Werten größer als 25 Hz zu finden sind.

Ein anderes Verhalten zeigt die R-Zacke. Hier finden sich maximale Amplituden zwischen 20 Hz und

30 Hz mit deutlich meßbaren Anteilen bis hin zu 100 Hz.

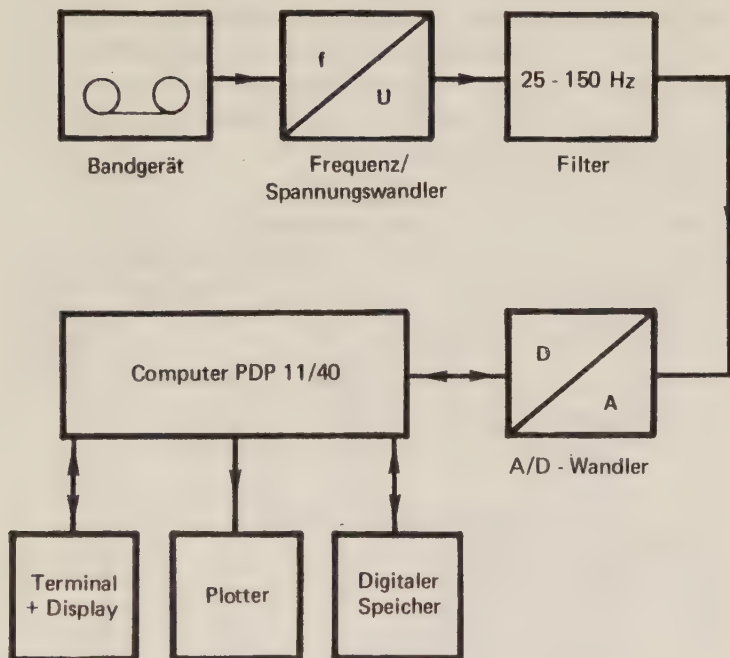
Diese Ergebnisse von MYERS und KLEINERT konnten wir in eigenen umfangreichen Voruntersuchungen bestätigen.

In der vorliegenden Arbeit soll vor allem die Phase der Depolarisation des Myokards, die durch die R-Zacke im intrakardialen Elektrokardiogramm repräsentiert wird, untersucht werden. Deshalb beschränken wir uns auf eine Auswertung des Frequenzbereiches zwischen 25 Hz und 150 Hz. Es erwies sich dabei als vorteilhaft, die Signale bereits vor der Einspielung in den Computer zu filtern und somit den Bereich zwischen 3 Hz und 25 Hz zu eliminieren. Dadurch konnte die starke Überlagerung des Frequenzspektrums durch die Anteile der T-Welle verhindert werden.

Den endgültigen Aufbau zur Durchführung der Signalanalyse mit der FFT zeigt Blockschaltbild 2.

Abb. 6: Blockschaltbild 2:

Durchführung der Fourier-Transformation für
das intrakardiale EKG



Erklärung:

Wiedergabe der aufgezeichneten EKGs durch das Bandgerät und Umsetzung im Frequenz-Spannungs-Wandler. Filterung bei 25 Hz, da die Untersuchung im Spektralbereich erfolgt, der über diesem Wert liegt. Wandlung der analogen Signale in digitale Werte und Einspielung in den Computer, gleichzeitig Speicherung. Anschließend Fourier-Transformation im Rechner mit dem Sparta-Analyse-Programm.

3. Quantitativer Vergleich der Frequenzspektren durch die Integralmethode:

Da die zunächst durchgeführte visuelle Auswertung nur sehr grob erfolgen kann und nicht ganz frei von eigenen subjektiven Fehlinterpretationen ist, wurde nach einer Methode gesucht, welche es erlaubt, die Frequenzverschiebungen quantitativ zu erfassen. Eine solche Methode ist auch Voraussetzung für vergleichende Untersuchungen mit verschiedenen Kontrastmitteln.

Jedes der berechneten Fourier-Spektren kann als eine Funktion betrachtet werden, die mit den beiden Koordinatenachsen eine bestimmte Fläche F einschließt (Abb. 7).

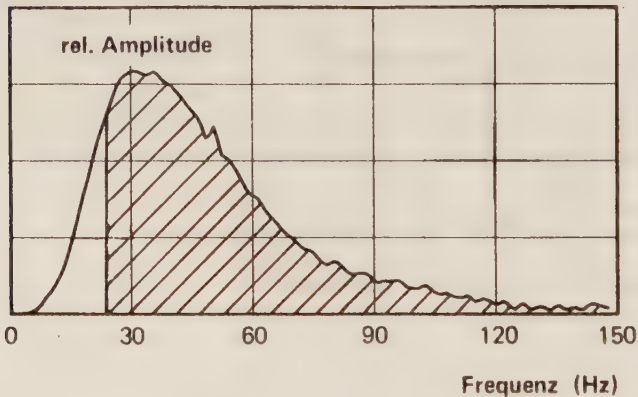


Abb. 7 : Fourier-Spektrum des intrakardialen EKGs

Diese Fläche läßt sich durch Integration ermitteln. Da sämtliche Daten, die zur Auswertung kamen, auf Magnetplatten digital gespeichert waren, konnte die Integration mit einem geeigneten Programm direkt durch den Computer erfolgen. Die durch Integration erhaltene Kurve ist in der folgenden Abbildung dargestellt (Abb. 8).

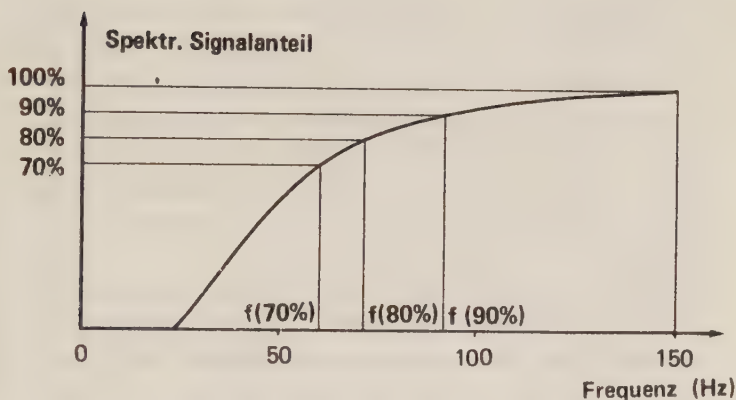


Abb. 8: Integralfunktion des Fourier-Spektrums

Es ist deutlich erkennbar, daß im Bereich größer 150 Hz kein wesentlicher Anstieg der Kurve mehr erfolgt. Deshalb wurde der Wert des spektralen Signalanteils bei 150 Hz als 100 %-Wert angesetzt.

Anschließend wurden die Frequenzen ermittelt, bei denen 70, 80 bzw. 90 % dieses Vergleichswertes erreicht waren.

Diesem Vorgehen lag folgende Überlegung zugrunde: Sind in einem Frequenzspektrum die Anteile höherer Frequenzen vermehrt vorhanden, wie es nach Kontrastmittel zu beobachten ist, muß auch die eingeschlossene Fläche in diesem Bereich in Relation zur Gesamtfläche größer sein. Dies bedeutet, daß es zu einer Verschiebung der errechneten Frequenzen für die drei Werte 70, 80 und 90 % nach oben kommt. Die Größe der Verschiebung kann dann als rechnerische Größe für statistische Untersuchungen eingesetzt werden.

Die Festlegung der drei Vergleichswerte bei 70, 80 und 90 % mußte zunächst willkürlich erfolgen, da vergleichbare Untersuchungen anderer Autoren nicht vorliegen, die hier eine Richtung vorzeigen. Es erwies sich jedoch bei den weiteren Auswertungen als praktikabel, damit zu arbeiten.

D UNTERSUCHUNGSMATERIAL UND VERSUCHSBESCHREIBUNG

1. Patientengut:

28 Patienten wurden im Rahmen einer diagnostisch indizierten Koronarangiographie untersucht. In allen Fällen lag das Einverständnis der Patienten nach entsprechender Aufklärung vor.

In Tabelle 1 sind Geschlecht, Alter, Diagnose sowie Koronarbefund der Patienten aufgeführt.

Die Beurteilung der Koronararterien erfolgte nach der Klassifikation von DE BAKEY (11).

Es bestanden keine Ausschlusskriterien. Alle Patienten, bei denen eine qualitativ ausreichende Aufzeichnung des intrakardialen Elektrokardiogrammes gelang, wurden in die Untersuchung aufgenommen.

2. Signalaufzeichnung während der selektiven Koronarangiographie:

Alle Patienten erhielten 30 Minuten vor der Untersuchung 250 mg Cortison (Solu-Decortin H) sowie 5.000 I. E. Heparin intravenös verabreicht.

Die Sondierung und Darstellung der Koronargefäße erfolgte nach der von JUDKINS (21) beschriebenen Methode. Nach Herstellung des arteriellen Zuganges wurde in der Leiste der Patienten die Vena femoralis punktiert und eine passagere Schrittmachersonde, die als Meßelektrode diente, über ein Einführungsbesteck in das Gefäß gebracht. Die Elektrode wurde dann unter Röntgenkontrolle über die untere Hohl-

vene und den rechten Vorhof in die Spitze
des rechten Ventrikels vorgeschoben (Abb.9).

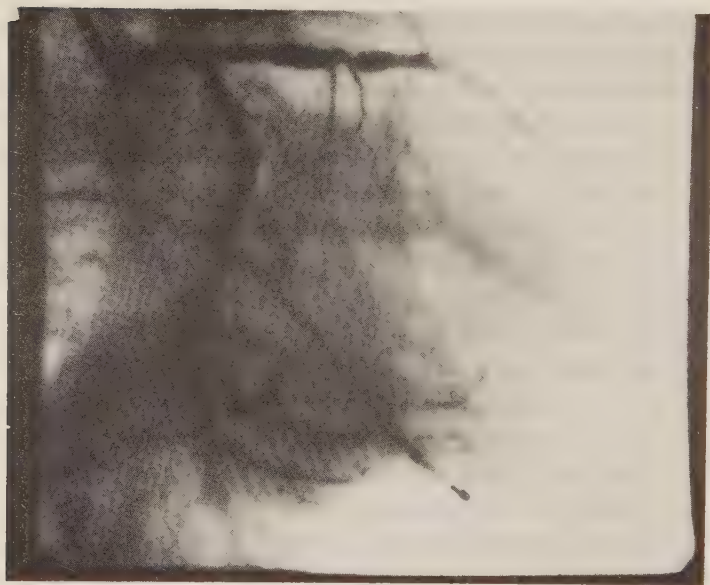


Abb. 9: Elektrodenlage im Herzen während der
selektiven Koronarangiographie

Tabelle 1:

Patient, Alter Geschlecht	Indikation ¹⁾	Vers.Type ²⁾	Koronarbefund ³⁾
1. GH, 60, m	KHE II	N	$D_3/r_{IV}, d_I, c_I$
2. LH, 50, m	KHE II	N	$D_3/r_{II}, d_{III}, c_{IV}$
3. SF, 50, m	Z.n.HWI	N	$D_3/r_{IV}, d_{IV}, c_{II}$
4. DH, 44, m	Kardiomyopathie	L	
5. OH, 50, m	KHE IV	N	
6. GP, 52, m	V.a.KHE II	N	
7. KW, 59, m	Z.n.VWI	L	$D_3/r_I, d_{III}, c_{II}$
8. LK, 62, m	KHE III	N	$D_3/r_{IV}, d_{IV}, c_I$
9. MA, 54, m	KHE II	L	$D_3/r_I, d_I, c_{IV}$
10. BM, 53, w	Kardiomyopathie	R	
11. PK, 40, m	Z.n.HWI	N	$L_2/r_{IV}, c_I$
12. SA, 51, m	KHE III	R	$D_3/r_{III}, d_{II}, c_{II}$
13. RF, 47, m	Kardiomyopathie	R	$D_2/d_I, c_I$
14. DF, 51, m	Z.n.VWI	L	$L_2/r_I, d_{IV}$
15. BL, 52, m	Z.n.HWI	N	D_1/r_{IV}
16. BR, 49, w	V.a.KHE II	R	
17. LA, 58, m	KHE II	N	$D_2/r_{III}, c_{II}$
18. FH, 62, m	Z.n.VWI	N	$D_3/r_I, d_{IV}, c_{II}$
19. SM, 58, w	Z.n.HWI	N	$D_3/r_{IV}, d_{III}, c_{III}$
20. RO, 55, m	Kardiomyopathie	N	

Fortsetzung Tabelle 1

21. KL, 59, m	Z.n.HWI	N	$D_3/r_{IV}, c_{IV}, d_{III}$
22. BK, 57, m	KHE II	N	$D_2/r_{III}, c_{IV}$
23. SK, 50, m	V.a.KHE II	R	
24. LA, 56, m	Z.n.VWI	R	$D_3/r_{IV}, d_{IV}, c_{III}$
25. BH, 55, m	Z.n.VWI	L	$D_3/r_{III}, d_{III}, c_{III}$
26. SH, 51, w	Z.n.HWI	N	D_1/r_{IV}
27. GJ, 61, m	Z.n.VWI	L	D_1/d_{III}
28. SI, 47, w	V.a.KHE II	R	

Erklärung zu Tabelle 1:

1) KHE: koronare Herzerkrankung

Die römischen Ziffern I-IV bezeichnen den Schweregrad der Beschwerden nach der Klassifikation durch die NYHA (New York Heart Association).

Z.n.VWI/HWI: Zustand nach Vorder- bzw. Hinterwandinfarkt

2) Versorgungstypen: Einteilung nach DE BAKEY (11)

R: dominierende rechte Kranzarterie

N: Normalversorger

L: dominierende linke Kranzarterie

3) D, L: diffuse bzw. lokalisierte Gefäßerkrankung

Ziffer 1-4: Anzahl der erkrankten Gefäße

r: Arteria coronaria dextra, d: Ramus descendens anterior,

c: Ramus circumflexus, l: Hauptstamm der li. Koronararterie

I-IV: Grad der Stenosierung (I bis 49 %, II 50 - 74 %, III 75 - 95 %, IV totaler Verschuß)

Bei fehlenden Angaben wurde ein normaler Koronarbefund festgestellt.

Es wurde darauf geachtet, die Elektrode so zu plazieren, daß eine möglichst stabile Lage im Herzen erreicht und gleichzeitig elektrische Signale ausreichender Größe registriert werden konnten. Die Position der Elektrode wurde während der gesamten Untersuchung nicht verändert. Sämtliche Messungen in der Versuchsreihe wurden mit Elektroden des gleichen Typs, die sowohl zur unipolaren als auch zur bipolaren Aufzeichnung der Signale geeignet sind (USCI: Bipolar Transvenous Pacing Electrode 7 F), durchgeführt. Die Ableitungen erfolgten unipolar, wobei die distale Elektrode als intrakardialer Pol benutzt wurde.

Als Kontrastmittel fand das Natrium-Meglumin-salzgemisch (im Verhältnis 10 : 66) der Amido-trizoesäure (Urografin 76 %, Schering AG Berlin) Verwendung, das seit Jahren im diagnostischen Bereich als Standardpräparat benutzt wird. Diatrizoat gehört zur Gruppe der hochosmolaren ionischen Kontrastmittel, dessen ausgeprägte hämodynamische und elektrophysiologische Wirkungen in zahlreichen Arbeiten umfangreich beschrieben sind (23, 24, 39).

Die Aufzeichnung der intrakardialen Signale erfolgte zunächst in Ruhe und während der Injektion von Kontrastmittel getrennt in die rechte bzw. linke Koronararterie für jeweils ca. 12 Sekunden. Die Auswertung der intrakardialen Elektrokardiogramme

wurde dann nach der oben beschriebenen Methode durchgeführt.

3. Statistische Auswertung:

Als statistisches Testverfahren für den Vergleich zwischen den errechneten Frequenzen unter Ruhebedingung mit denen nach Kontrastmittelwirkung wurde der Student-t-Test für paarige oder verbundene Stichproben angewendet.

Hierzu wurde die Testgröße t errechnet und mit dem aus Tabellen (13) gewonnenen Wert $t_{f,\alpha}$ verglichen, wobei f die Anzahl der Freiheitsgrade und α die gewählte Irrtumswahrscheinlichkeit bedeuten.

Wenn die Testgröße t größer oder gleich $t_{f,\alpha}$ ist, wird die Nullhypothese H_0 verworfen.

Die Nullhypothese lautet in jedem Fall: Es gibt keine signifikante Frequenzverschiebung zwischen den beiden Vergleichsgruppen.

E ERGEBNISSE

1. Ergebnisse der visuellen Auswertung der Frequenzspektren:

Es konnten charakteristische Änderungen im Frequenzspektrum des intrakardialen Elektrokardiogrammes durch das Kontrastmittel festgestellt werden. Da zu Beginn der Untersuchungen noch keine Methode zur Verfügung stand, die gefundenen Änderungen quantitativ zu erfassen, werden im ersten Teil die Ergebnisse der vergleichenden visuellen Auswertung dargestellt.

Kurz nach Beginn der Untersuchungen war bereits die Tendenz zu erkennen, daß es durch das Kontrastmittel zu einer Anhebung der höherfrequenten Anteile im Spektrum kommt. Um die relativen Veränderungen der Frequenzanteile zueinander deutlich sichtbar zu machen, wurden die Amplituden auf die Frequenz von 25 Hz, die der Frequenz des Filtereinsatzes entspricht, normiert.

In den folgenden Abbildungen sind verschiedene Spektren mit den dazugehörigen EKG-Signalen dargestellt.

Abbildung 10 zeigt ein Beispiel für ein Spektrenpaar, das bei visueller Betrachtung als unterschiedlich gewertet wurde.

Legenden zu den Abbildungen 10 und 11:

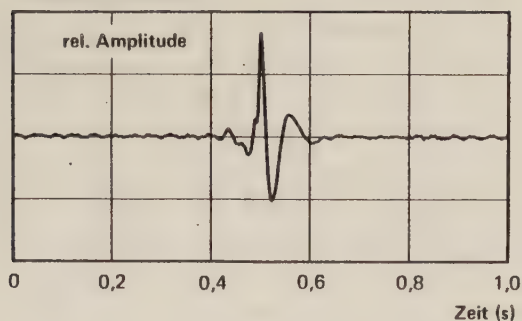
Abbildung 10:

Intrakardiales EKG mit zugehörigem Fourier-Spektrum in Ruhe und nach Kontrastmittelinjektion mit deutlicher Änderung des Frequenzspektrums.

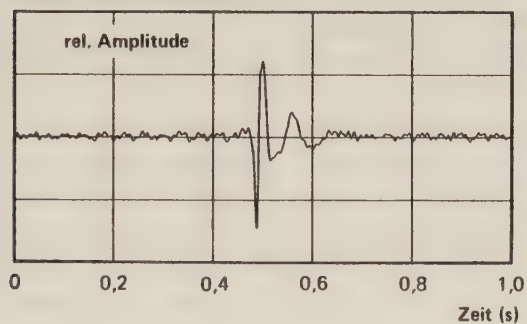
Abbildung 11:

Intrakardiales EKG mit zugehörigem Fourier-Spektrum in Ruhe und nach Kontrastmittelinjektion ohne Veränderung des Frequenzspektrums.

RUHEBEDINGUNG



NACH KONTRASTMITTEL



— RUHEBEDINGUNG
— NACH KONTRASTMITTEL

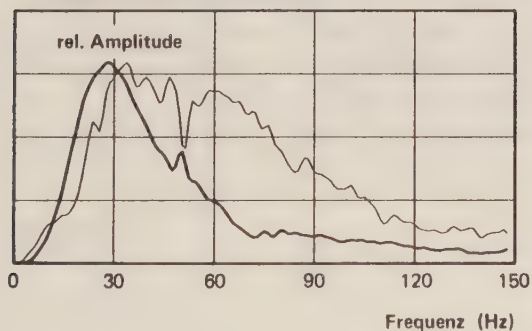
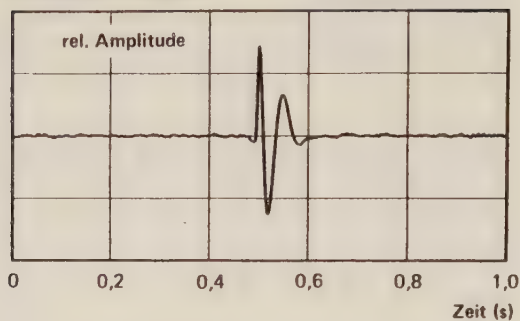
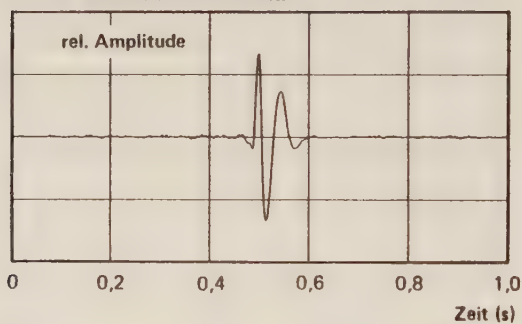


Abb. 10 (Legende s. S. 32)

RUHEBEDINGUNG



NACH KONTRASTMITTEL



— RUHEBEDINGUNG
— NACH KONTRASTMITTEL

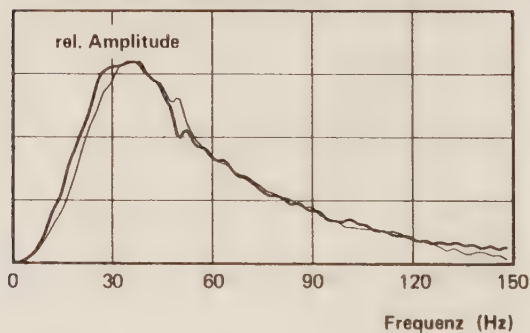


Abb. 11 (Legende s. S. 32)

Zum intraindividuellen Vergleich kamen bei den 28 untersuchten Patienten das Frequenzspektrum unter Ruhebedingung und die Frequenzspektren, welche nach Kontrastmittelinjektion in die rechte bzw. linke Koronararterie große Abweichungen zeigten. Die maximale Abweichung fanden wir dabei meist bei der vierten bis fünften Herzaktion nach Injektionsbeginn.

Nach etwa zwölf bis fünfzehn Herzaktionen war in der Regel die Ruhebedingung wieder erreicht. Zur endgültigen Auswertung gelangten drei Frequenzspektren für jeden Patienten: das Spektrum unter Ruhebedingung und die Spektren nach Injektion in die rechte bzw. linke Koronararterie. Dabei zeigte sich, daß die Änderungen der Frequenzspektren bei Injektion in die rechte oder linke Koronararterie unterschiedlich stark ausgeprägt sind. Bei einem Teil der Patienten stellten wir große Veränderungen nach Kontrastmittelinjektion in die rechte, bei anderen nach Injektion in die linke Koronararterie fest.

Es liegt nahe, diese Unterschiede den verschiedenen koronaren Versorgungstypen zuzuordnen.

In den Tabellen 2 und 3 sind die Ergebnisse der visuellen Auswertung getrennt nach Versorgungstypen dargestellt. Als wesentliches Ergebnis dieser Zusammenstellung läßt sich die Aussage ableiten, daß immer dann erkennbare Veränderungen im Frequenzspektrum auftraten, wenn eine Injektion

Tabelle 2:

a) Rechtsversorger

Patient	R	L
10	+	0
12	+	0
13	0	0
16	+	0
23	+	0
24*	0	0

b) Linksversorger

Patient	R	L
4	0	+
7*	0	0
9	0	+
14*	0	0
25	0	+
26*	0	0

Erklärung:

R, L: KM-Injektion in die rechte, bzw. linke Koronararterie

+: erkennbare Veränderungen im Frequenzspektrum,

0: keine Änderungen des Frequenzspektrums,

*: Patienten mit durchgemachtem Myokardinfarkt unter Beteiligung des Ventrikelseptums.

Tabelle 3:

Normalversorger

Patient	R	L
1	0	+
2	0	+
3	+	0
5	0	+
6	0	+
8	0	+
11	0	+
15	+	0
17	+	0
18	0	+
19	0	+
20	0	+
21	0	+
22	+	0
27 [*]	0	0
28	0	+

Erklärung siehe Tab. 2

Bei Normalversorgern zeigt sich eine Veränderung des Frequenzspektrums zum Teil nach KM-Injektion in die rechte, zum Teil nach Injektion in die linke Koronararterie.

von Kontrastmittel in die das Meßgebiet versorgende Arterie erfolgte.

Aus den Tabellen geht hervor, daß fünf Patienten keinerlei Änderungen zeigten. Die Anamnese erbrachte bei diesen Patienten, daß ein Myokardinfarkt in der Gegend der Herzspitze und des Ventrikelseptums, d. h. im Gebiet der Meßelektrode, abgelaufen war. Die anamnestisch angegebenen Infarkte konnten in allen Fällen lävokardiographisch bestätigt werden..

Dies bedeutet, daß die Elektrode in einem Narbengebiet lag, das sich elektrophysiologisch anders verhält als intaktes Myokardgewebe.

2. Die flächenvergleichende Integralmethode ermöglicht es, die Frequenzverschiebung zwischen den einzelnen Spektren in Zahlen auszudrücken. Die Ergebnisse unterscheiden sich dabei erwartungsgemäß nicht wesentlich von denen der visuellen Auswertung.

Untersucht wurden hierbei dieselben Frequenzspektren, die bereits bei der visuellen Auswertung Verwendung fanden.

Die graphische Darstellung erfolgt zunächst getrennt nach den verschiedenen koronaren Versorgungstypen, jeweils für die gewählten Bereiche 70, 80 und 90 % des Flächeninhaltes der Fourier-Spektren.

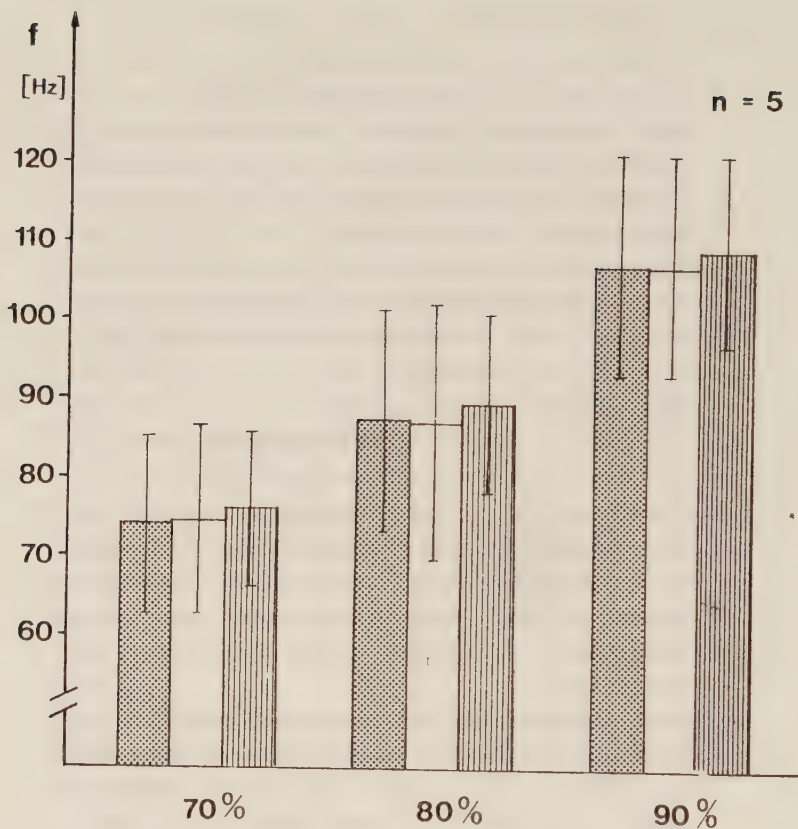
a) Patienten nach Myokardinfarkt mit Beteiligung des Ventrikelseptums:

Im gesamten Untersuchungsgut befanden sich fünf Patienten, bei denen anamnestisch ein Myokardinfarkt bekannt war und die Einbeziehung des Ventrikelseptums lävokardiographisch nachgewiesen werden konnte.

Diese Patienten hatten bei der visuellen Auswertung keine wesentlichen Änderungen in der Form der Frequenzspektren nach der Kontrastmittelinjektion aufgewiesen. Dieses Verhalten konnte nun bestätigt werden.

Die graphische Darstellung der Frequenzwerte für die einzelnen Patienten erfolgt bei der jeweiligen koronaren Versorgungsgruppe zusammen mit den übrigen Patienten. In Abbildung 12 sind die Mittelwerte mit den Standardabweichungen unter Ruhebedingung und jeweils nach Injektion in die rechte bzw. linke Koronararterie dargestellt.

Eine signifikante Frequenzverschiebung ist bei diesen Patienten für keinen der drei Bereiche nachweisbar. Es erscheint daher gerechtfertigt, diese Patienten als eigene Gruppe zu betrachten und sie den Patienten mit intaktem Myokard gegenüberzustellen.



Septuminfarkte

-  Ruhebedingung
-  KM in A. cor. dextra
-  KM in A. cor. sinistra

Abb. 12: Patienten nach Septuminfarkt

In keinem Fall konnte eine signifikante Frequenzverschiebung nachgewiesen werden.

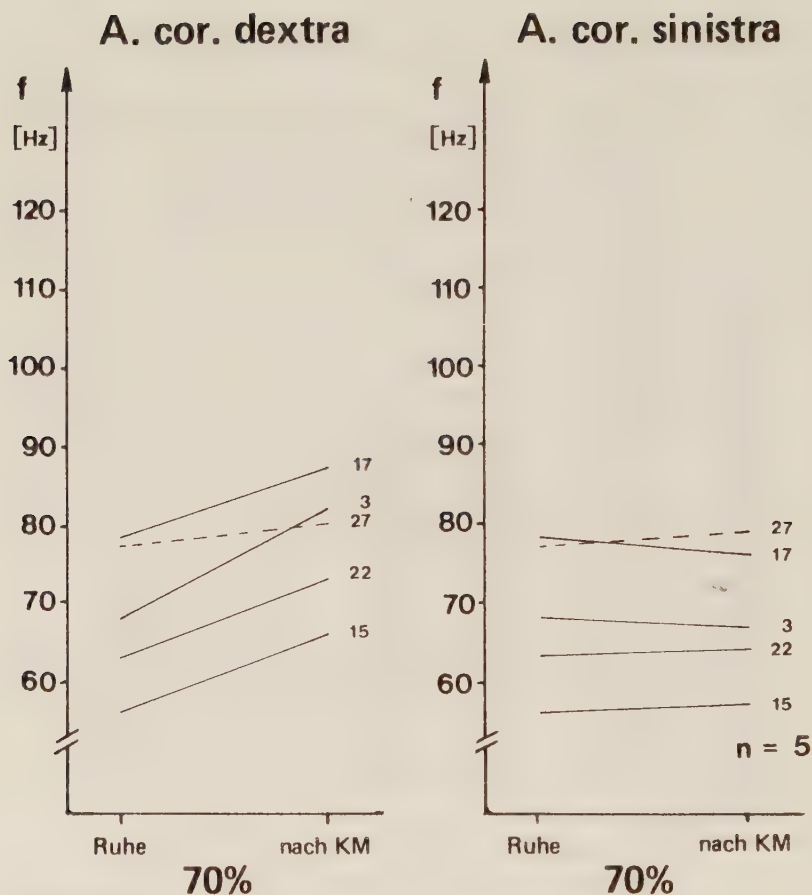
b) Patienten mit koronarem Normalversorgungs-
typ:

16 Patienten im Untersuchungsgut wiesen einen normalen koronaren Versorgungstyp auf.

Vier Patienten zeigten dabei Frequenzverschiebungen bei Kontrastmittelinjektion in die rechte Koronararterie (Typ I), elf Patienten nach Injektion in die linke Koronararterie (Typ II). Bei normalem Versorgungsmuster der Koronararterien erfolgt die Perfusion des Ventrikelseptums nicht einheitlich. Sie kann von der rechten oder linken Koronararterie ausgehen. Je nach intrakardialer Lage der Meßelektrode ist daher auch ein entsprechend unterschiedliches Verhalten im endokardial abgeleiteten EKG zu erwarten.

Die graphische Darstellung der Ergebnisse für die einzelnen Patienten erfolgt deshalb aufgetrennt in beide Gruppen (Abb. 13 a - f). Erkennbar sind die deutlichen Frequenzverschiebungen nach Kontrastmittelinjektion in das versorgende Gefäß.

Ein Patient (Nr. 27) zeigt keine Verschiebungen. Er gehört zu der Gruppe mit Septuminfarkten und wurde bei der anschließenden statistischen Auswertung nicht berücksichtigt.



Normalversorgungstypen I

Abb. 13 a

Abb. 13 a - f: Frequenzwerte vor und nach Kontrastmittelgabe für die drei gewählten Flächenbereiche.
a - c: Normalversorger mit Frequenzverschiebung nach KM-Injektion in die rechte Koronararterie (Typ I). --- Patienten mit Myokardinfarkt.

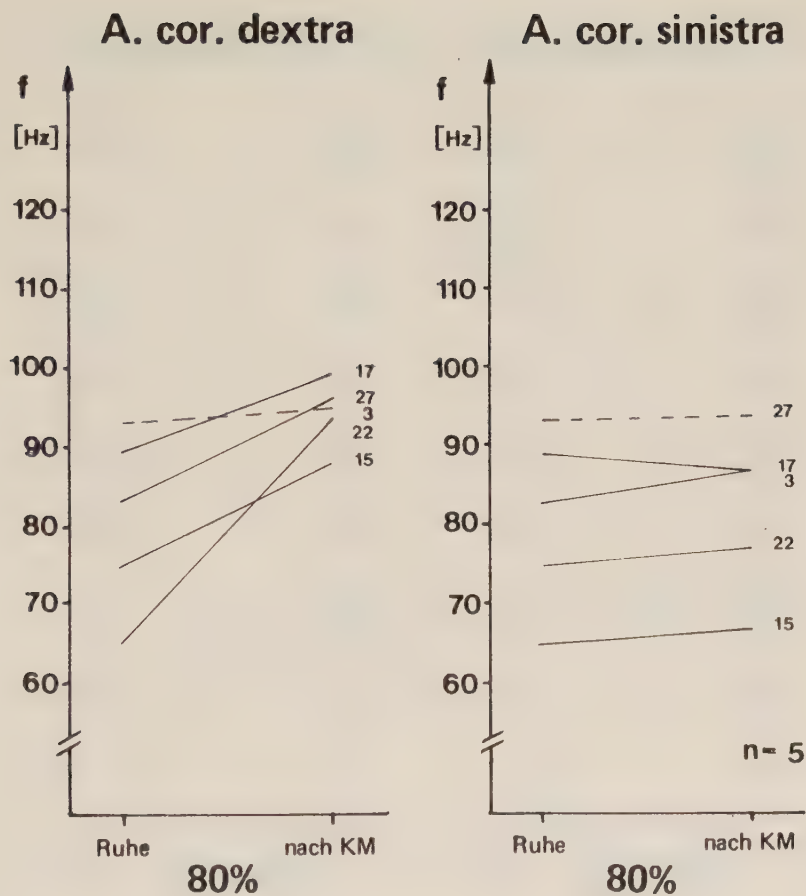
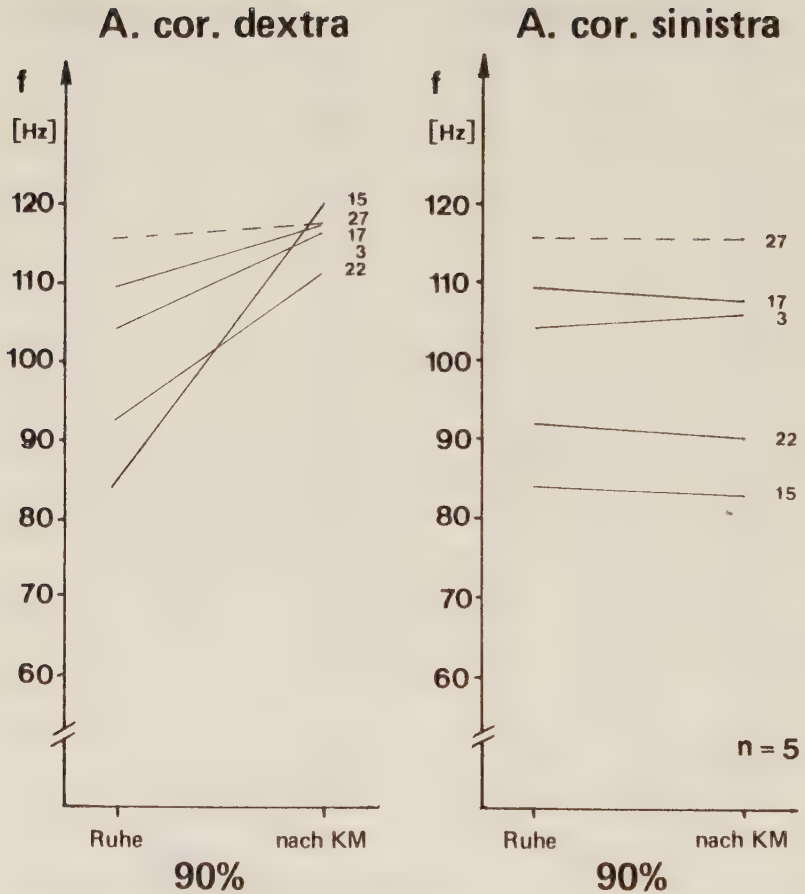
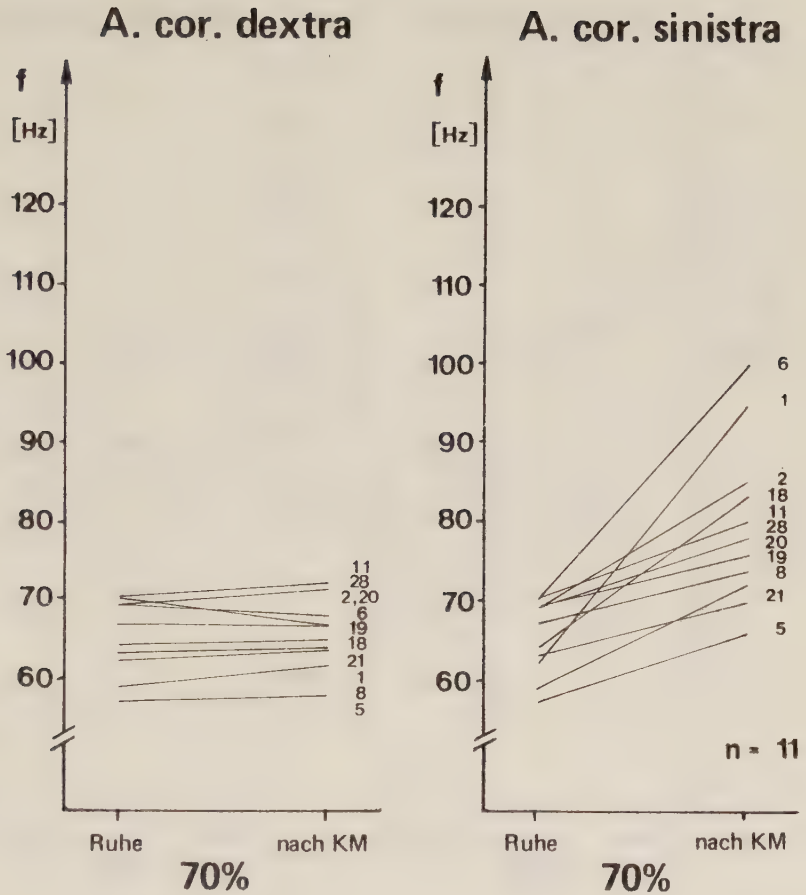


Abb. 13 b



Normalversorgungstypen I

Abb. 13 c

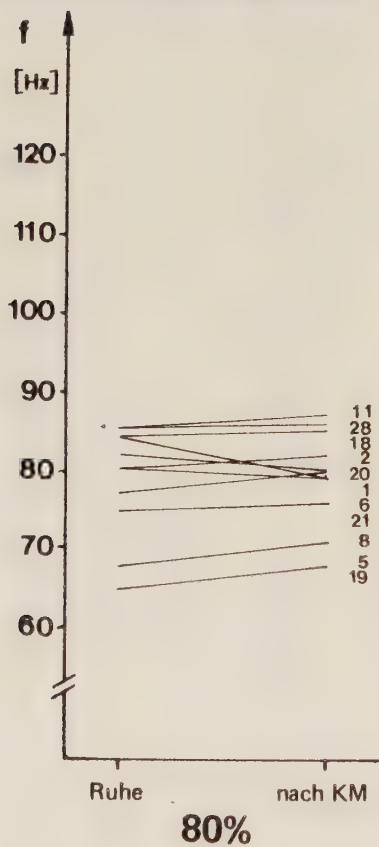


Normalversorgungstypen II

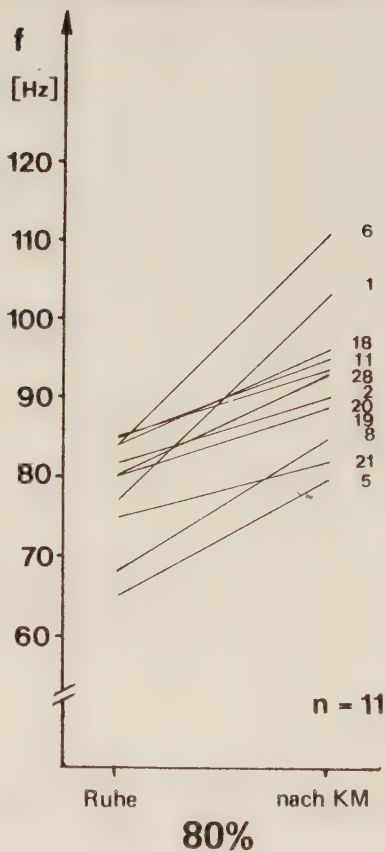
Abb. 13 d

Abb. 13 d - f: Normalversorger mit Frequenzverschiebung nach KM-Injektion in die linke Koronararterie (Typ II). --- Patienten mit Myokardinfarkt.

A. cor. dextra

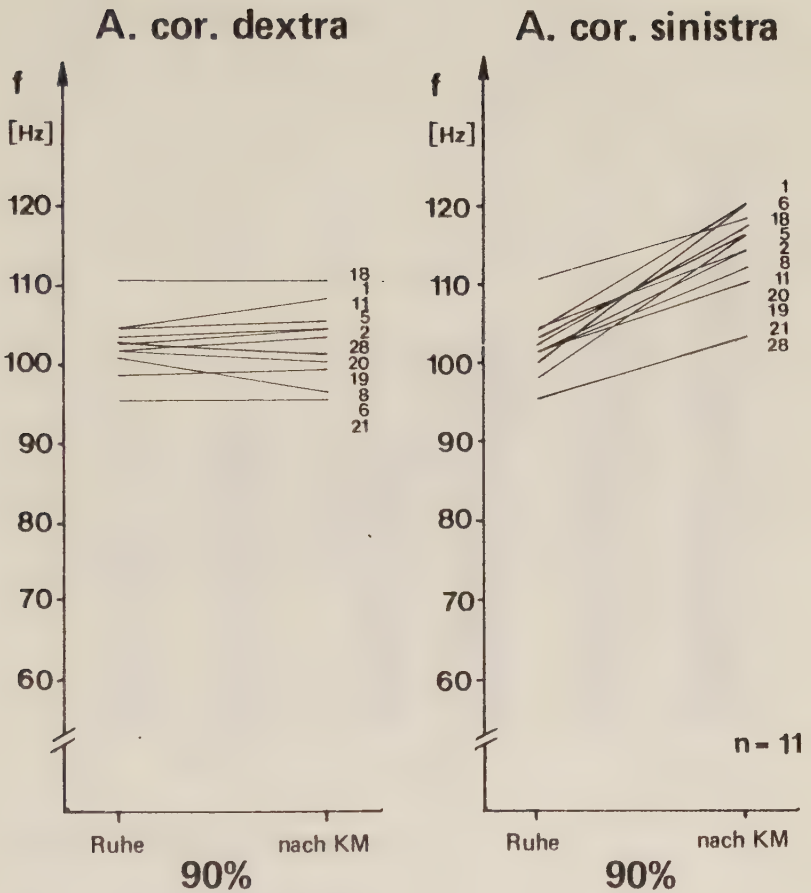


A. cor. sinistra



Normalversorgungstypen II

Abb. 13 e

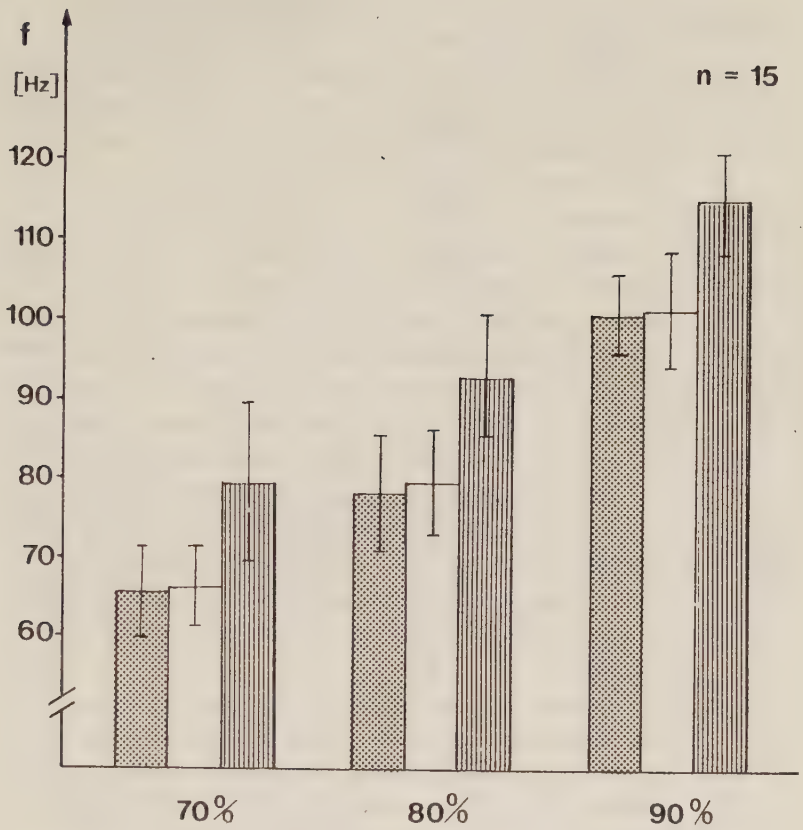


Normalversorgungstypen II

Abb. 13 f

In Abbildung 14 sind die Mittelwerte der Frequenzen mit den zugehörigen Standardabweichungen dargestellt. Die jeweils ersten Säulen für die drei Frequenzbereiche zeigen die Mittelwerte unter Ruhebedingung, die zweiten wurden aus den Spektren ermittelt, welche die geringere Wirkung zeigten. Die dritten Säulen schließlich entsprechen den Frequenzwerten bei Injektion von Kontrastmittel in die versorgende Arterie.

Die errechneten Werte nach dem Student-t-Test zeigen eine hochsignifikante Frequenzverschiebung für alle drei Flächenbereiche, wenn die Injektion in die perfundierende Arterie erfolgt war (Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha < 0,1 \%$). Im anderen Fall war die geringere Frequenzverschiebung nicht signifikant.



Normalversorgungstypen

-  Ruhebedingung
-  KM in nicht versorgende Art.
-  KM in versorgende Art.

Abb. 14 : Normalversorger

Mittelwerte und Standardabweichungen

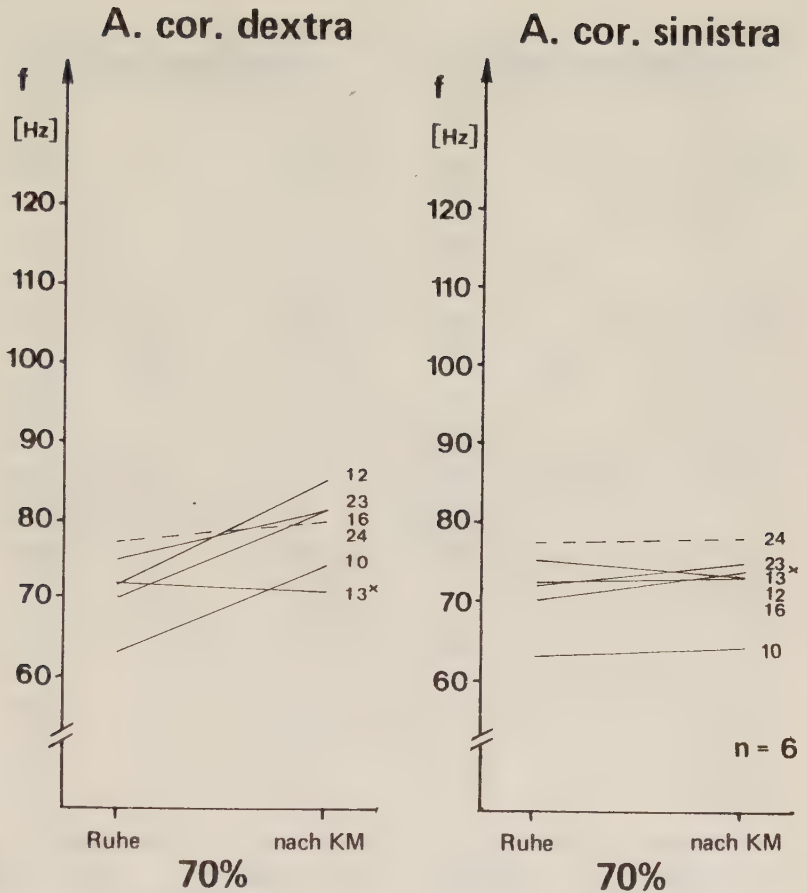
c) Patienten mit koronarem Rechtsversorgungstyp:

Insgesamt befanden sich sechs Patienten mit koronarem Rechtsversorgungstyp im Untersuchungsgut, deren Frequenzwerte vor und nach Kontrastmittelgabe in den Abbildungen 13 a - c für die drei Flächenbereiche dargestellt sind.

Erkennbar ist hier bei vier Patienten eine Frequenzverschiebung nach Injektion des Kontrastmittels in die rechte Koronararterie, die bei diesen Patienten das Ventrikelseptum mit Blut versorgt. Ein Patient (Nr. 13) zeigt ein von der restlichen Gruppe abweichendes Verhalten, nämlich eine Frequenzverschiebung nach links-koronarer Injektion. Darauf wird später unter Berücksichtigung des individuell vorhandenen koronaren Versorgungsmusters genauer eingegangen. Ein Patient (Nr. 24) läßt in keinem Fall eine verwertbare Frequenzverschiebung erkennen; er gehört zur Gruppe der Patienten mit Myokardinfarkt.

Zur Berechnung der Mittelwerte und Standardabweichungen sowie der statistischen Auswertung konnten schließlich vier Patienten herangezogen werden. Die entsprechenden Ergebnisse sind in Abbildung 14 graphisch dargestellt.

Nach Injektion von Kontrastmittel in die rechte Koronararterie kam es bei der Gruppe der Rechtsversorger zu einer signifikanten Frequenzverschiebung in allen drei gewählten Flächenberei-



Rechtsversorgungstypen

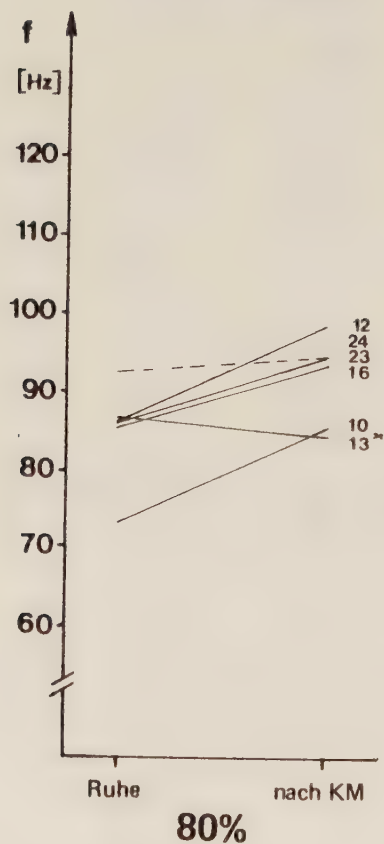
Abb. 15 a

Abb. 15 a - c: Frequenzwerte nach der Integralmethode für Rechtsversorger.

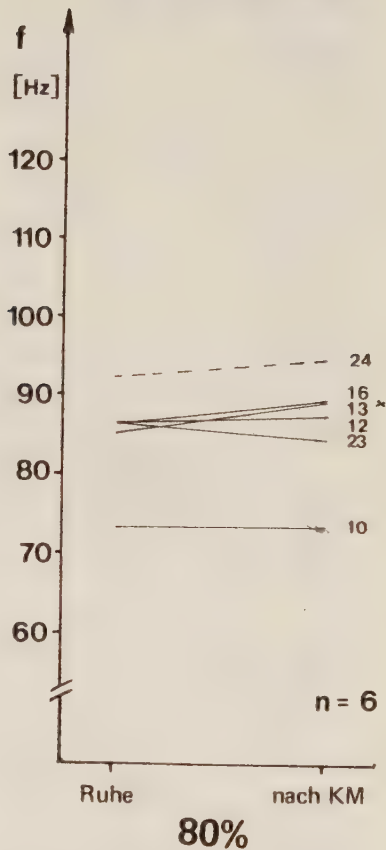
Erkennbare Verschiebung der errechneten Werte nach rechtskoronarer KM-Injektion.

--- Patienten mit Myokardinfarkt.

A. cor. dextra

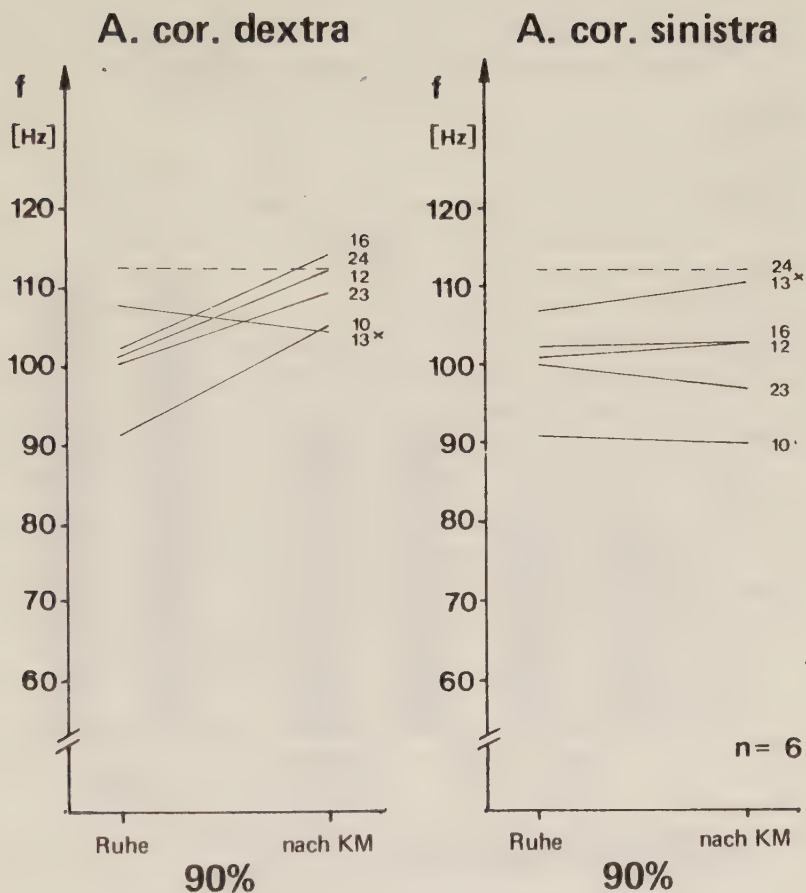


A. cor. sinistra



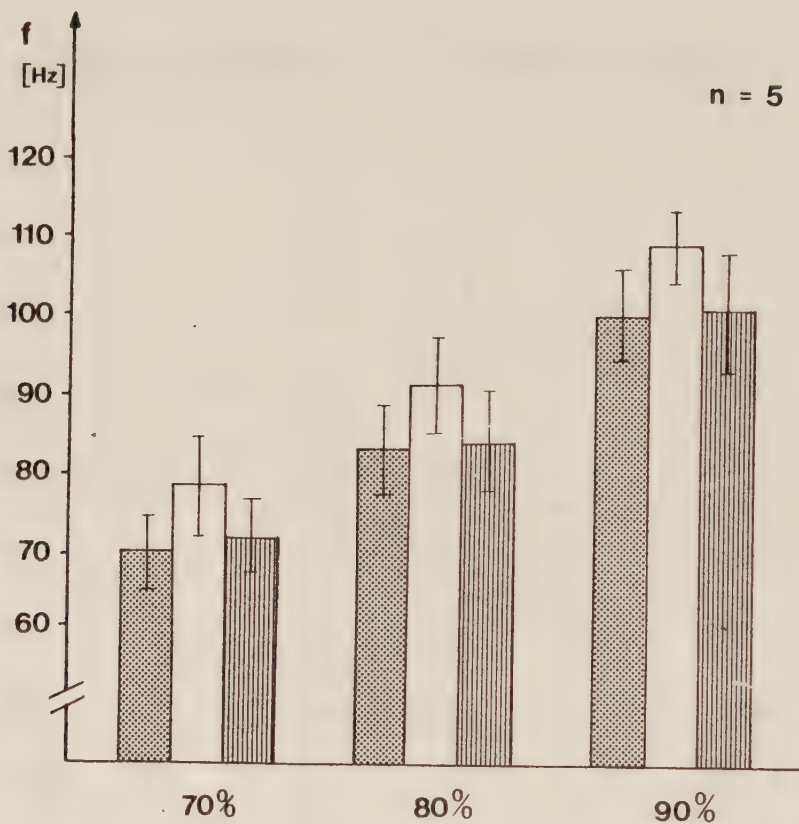
Rechtsversorgungstypen

Abb. 15 b



Rechtsversorgungstypen

Abb. 15 c



Rechtsversorgungstypen

-  Ruhebedingung
-  KM in A. cor. dextra
-  KM in A. cor. sinistra

Abb. 16: Mittelwerte und Standardabweichungen für Rechtsversorger.
Signifikante Veränderungen nach Injektion in die rechte Koronararterie.

chen (Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha < 1\%$).

Nach Injektion in die linke Koronararterie konnte keine signifikante Verschiebung nachgewiesen werden.

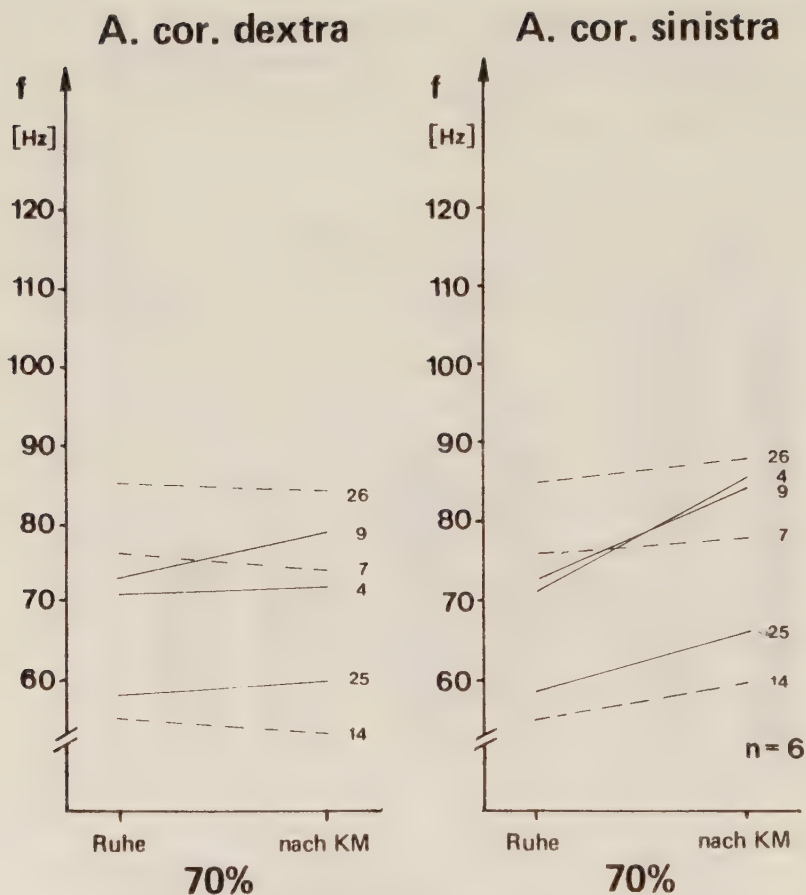
d) Linksversorger:

Diese Untersuchungsgruppe umfaßte sechs Patienten. Bei drei Patienten ist die erwartete Verschiebung der errechneten Frequenzen nachweisbar (Abb. 17 a - c). Die anderen drei Patienten (7, 14, 26) lassen keine oder nur sehr gering ausgeprägte Änderungen erkennen. Sie gehören wiederum zur Gruppe der Patienten, die einen Herzinfarkt in der Anamnese aufwiesen.

Auf eine statistische Auswertung dieser Gruppe wurde wegen zu geringer Fallzahl verzichtet. Deutlich ist dennoch die Tendenz zu erkennen, daß es nach der Gabe von Diatrizoat auch in dieser Gruppe zu einer Frequenzverschiebung im Fourier-Spektrum kommt.

Werden alle Patienten ($n = 23$), bei denen eine erkennbare Schädigung des Meßgebietes lävokardiographisch ausgeschlossen werden konnte, zusammengefaßt und für diese Gruppe gemeinsam das statistische Testverfahren durchgeführt, sind die Ergebnisse eindeutig.

Man erhält eine hochsignifikante ($\alpha \ll 0,1\%$) Frequenzverschiebung im Vergleich zur Ruhebe-

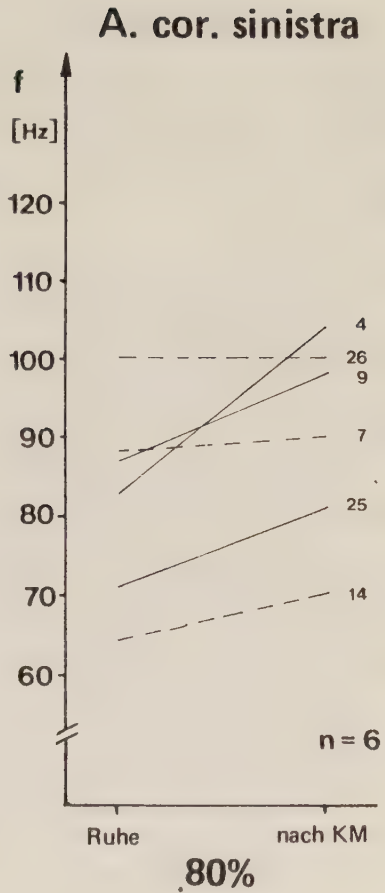
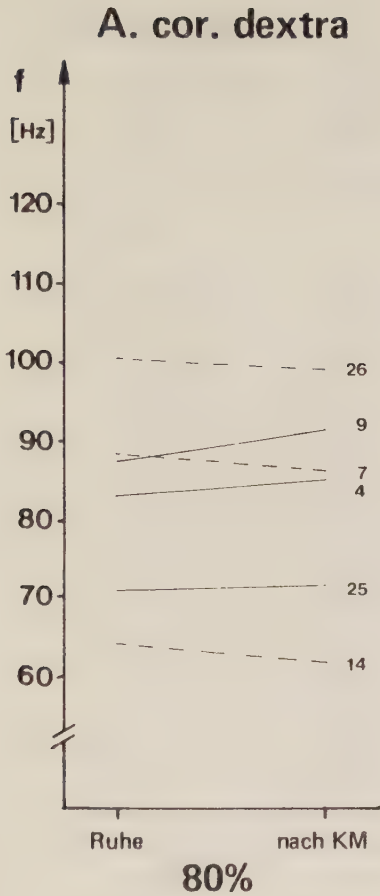


Linksversorgungstypen

Abb. 17 a

Abb. 17 a - c: Frequenzwerte für Linksversorger.

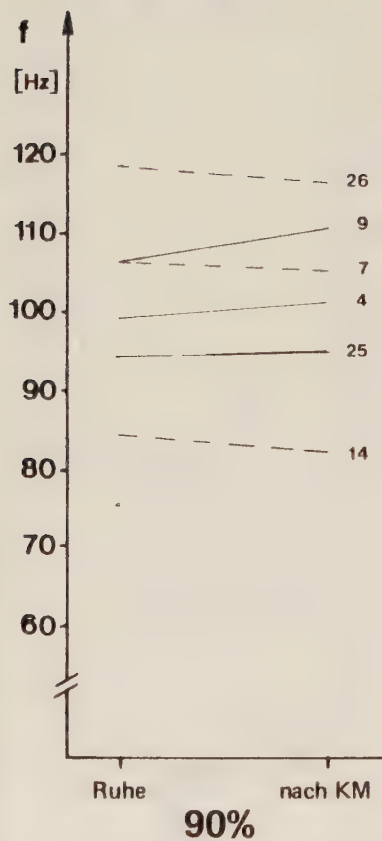
Frequenzverschiebung tritt nur nach Injektion des KM in die linke Koronararterie auf. Patienten mit Myokardinfarkt zeigen nur gering ausgeprägte Wirkung (---).



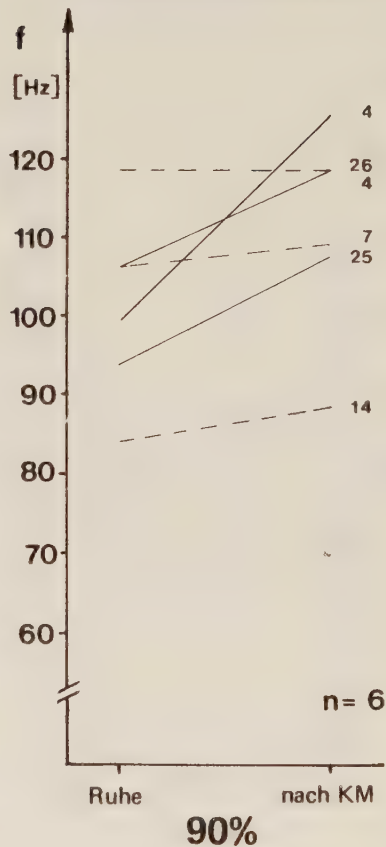
Linksversorgungstypen

Abb. 17 b

A. cor. dextra



A. cor. sinistra



Linksversorgungstypen

Abb. 17 c

dingung, wenn das Kontrastmittel in die Koronararterie injiziert wurde, die für die Versorgung der Region, in der die EKG-Ableitung erfolgte, zuständig erschien. Bei Injektion in die kontralaterale Arterie konnte in keinem Fall ein signifikanter Einfluß auf das Frequenzspektrum nachgewiesen werden.

Kasuistik

Gesondert betrachtet werden muß das Ergebnis bei Patient Nr. 13, der keine Frequenzverschiebung nach rechtskoronarer Injektion des Kontrastmittels zeigte, obwohl er eindeutig als Rechtsversorgungstyp eingestuft war. Nach linkskoronarer Injektion war es zu einem gering ausgeprägten Frequenzanstieg gekommen.

Eine retrospektiv durchgeführte Betrachtung der Filmaufnahmen der Koronarangiographie konnte dieses zu den anderen Ergebnissen scheinbar widersprüchliche Verhalten klären.

In der Abbildung 18 stellt sich ein kleiner septaler Ast dar, der in seinem Verlauf in Richtung der Elektrodenspitze zielt und aus dem Ramus interventrikularis anterior der linken Koronararterie entspringt. Trotz Rechtsversorgungstyp erfolgt also bei diesem Patienten die Versorgung der betreffenden Septumanteile aus Gefäßen, die der linken Koronararterie ent-

springen.

Dieser Fall macht deutlich, daß aus dem Auftreten der Frequenzverschiebung im Fourier-Spektrum Rückschlüsse auf die perfundierende Arterie möglich sind.

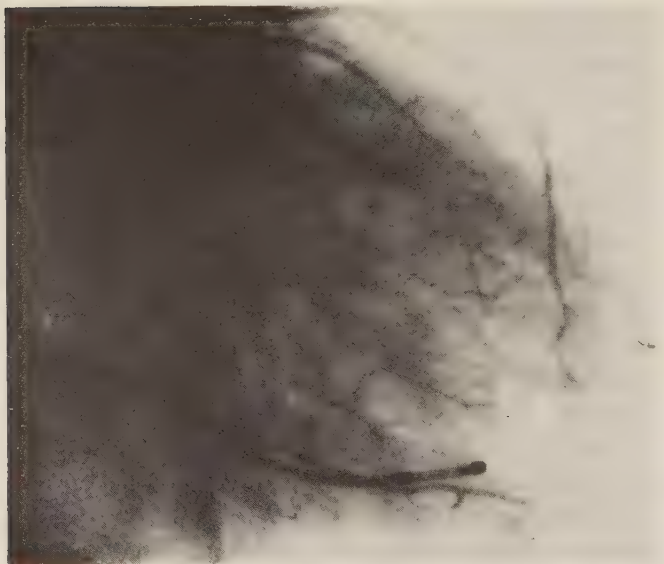


Abb. 18 : Kontrastdarstellung der linken Koronararterie (Fall Nr. 13): Kleiner septaler Ast aus dem Ramus interventricularis anterior, der zur Elektrodenspitze zieht.

F DISKUSSION

1. Vergleich der eigenen Ergebnisse mit denen anderer Autoren:

Die Darstellung biologischer Signale im Frequenzbereich mit Hilfe der Fourier-Transformation findet bisher im medizinischen Bereich noch selten Anwendung, obwohl deren Aussagekraft dadurch erhöht wird.

Die wenigen bisher vorliegenden Untersuchungen des intrakardialen Elektrokardiogrammes entstanden meist in Zusammenhang mit der künstlichen Stimulation des Herzens und dienten der Entwicklung optimaler Signalverstärker für die Steuerung von Herzschrittmachersystemen. Aus diesem Grunde liegen nur Arbeiten vor, die unter Ruhebedingungen, d. h. ohne Kontrastmittelinjektion, erfolgten. Ein Vergleich der eigenen Ergebnisse mit denen anderer Autoren beschränkt sich daher auf diese Erhebung.

Dabei zeigt sich, daß die Spektren der intrakardialen R-Zacke, die wir in unseren Auswertungen erhielten, sowohl in der Form als auch im Frequenzumfang sehr gut mit denen von MYERS, PARSONNET und KLEINERT übereinstimmen (30, 32, 22).

2. Unterschiede im Verhalten des intrakardialen und des Oberflächen-Elektrokardiogrammes bei der selektiven Koronarangiographie:

Bekannte Erscheinungen nach Kontrastmittelinjektion sind Amplituden- sowie Zeitenveränderungen im Oberflächen-EKG. Wir konnten Amplitudenänderungen auch im intrakardialen EKG beobachten, auf deren systematische Auswertung wir jedoch aus den bereits vorher genannten Gründen verzichteten.

Bei Betrachtung der Untersuchungsergebnisse kann festgestellt werden, daß das intrakardiale EKG während der selektiven Koronarangiographie ein anderes Verhalten zeigt als das konventionelle, von der Körperoberfläche abgeleitete, EKG.

Im Oberflächen-EKG entstehen die bekannten Änderungen sowohl bei Injektion von Kontrastmittel in die rechte als auch in die linke Koronararterie, da sich in jedem Fall der elektrische Summenvektor des gesamten Herzens anders auf die verschiedenen Ableitungen projizieren wird.

Wir konnten signifikante Frequenzverschiebungen im intrakardialen EKG nur nach Kontrastmittelinjektion in jeweils eine der beiden Koronararterien nachweisen. Besondere Bedeutung kommt hierbei den verschiedenen Verteilungsmustern der Koronararterien bei der Versorgung des Ventrikelseptums zu (Abb. 19).

Aus der Abbildung geht hervor, daß bei Rechts- bzw.

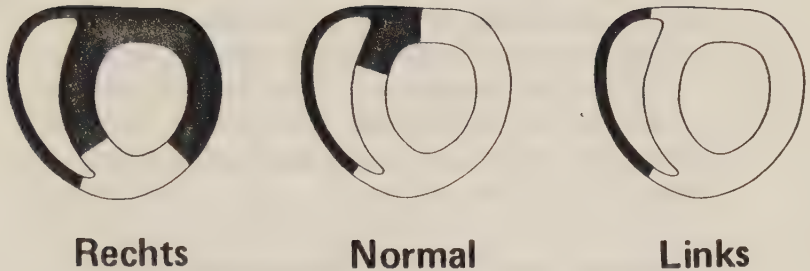


Abb. 19: Versorgungsgebiete der Koronararterien (33).
Dunkel gezeichnet ist immer das Gebiet der
rechten Koronararterie.

Linksversorgern das Kammerseptum jeweils von der dominierenden Arterie versorgt wird. Beim Normalversorgungstyp erfolgt die Perfusion durch beide Koronararterien.

Da die Meßelektrode in den Versuchen Potentiale vom Ventrikelseptum ableitet, ist aus der Anatomie der Koronararterie das unterschiedliche Verhalten des intrakardialen EKGs erklärbar. Beim Normalversorger wird je nach Lage der Elektrode im Herzen und in Abhängigkeit vom individuell vorhandenen Versor-

gungsmuster die Veränderungen bei einem Teil rechts-, beim anderen Teil linkskoronar zu erwarten sein.

Es bestätigt sich dabei die Annahme, daß mit dem intrakardialen EKG die Erfassung regionaler Erregungsvorgänge gelingt, was mit dem konventionellen EKG methodenbedingt nicht möglich ist. Es kann sogar aus der Frequenzverschiebung im Meßgebiet auf die jeweils perfundierende Arterie geschlossen werden.

3. Entstehung der Frequenzverschiebung durch eine Desynchronisation der Erregungsausbreitung:

Um zu einer befriedigenden Erklärung für die gefundenen Veränderungen im Frequenzspektrum zu gelangen, müssen zunächst die biochemischen und elektrophysiologischen Wirkungen des Kontrastmittels an der Myokardzelle berücksichtigt werden.

HELLIGE (19), DEEG (12) und HIGGINS (20) fanden in ihren Untersuchungen eine signifikante Abnahme der Konzentration von Natrium-, Kalium- und Kalziumionen im koronarvenösen Blut nach Injektion von Diatrizoat in die Koronararterien. Diese Abnahme entsteht nach THOMSON (39) zum einen durch eine direkte Komplexbildung des Kalziums an das Kontrastmittel selbst bzw. an EDTA (Äthylendiamintetraacetat), das als Stabilisator dem Kontrastmittel zugesetzt ist. Zum anderen geschieht dies durch einen Verdünnungseffekt im intravasalen Raum, da es durch

das hyperosmolare Kontrastmittel zu einem Austritt von freiem Wasser aus den Blut- und Myokardzellen in die Blutgefäße kommt. Aus der Physiologie ist bekannt, daß eine Ionenverschiebung dieser Art zu einer Verlängerung des Aktionspotentials und damit auch der Refraktärzeit der einzelnen Myokardzelle führt (28, 34). Diese Aktionspotentialverlängerung konnte von HELLIGE (19) in seinem Experiment direkt gemessen werden.

Eine weitere wichtige Wirkung der Abnahme der Natriumionenkonzentration besteht in einer Verminderung der Leitungsgeschwindigkeit sowohl in der Arbeitsmuskulatur als auch des spezifischen Reizleitungssystems, die von HAHN (18) in einer Verlängerung der HV-Zeit im HIS-Bündel-EKG experimentell nachgewiesen wurde (8).

LANG (26, 27) wies außerdem eine Hemmung der Membran-ATP-ase durch Diatrizoat nach. Dieses Enzym spaltet in einem energieliefernden Prozeß ATP (Adenosintriphosphat) in ADP (Adenosindiphosphat) und Phosphat und stellt damit den Energielieferanten für die Natrium-Kalium-Pumpe dar, welche die unterschiedlichen Ionenkonzentrationen im extrazellulären und im intrazellulären Raum aufrecht erhält. Elektrophysiologisch äußert sich die ATP-ase-Hemmung ebenfalls in einer Verlängerung des Aktionspotentials. Ob nun hierbei die Abnahme der Ionenkonzentrationen oder die Hemmung der ATP-ase überwiegt, ist in diesem Zusammenhang von untergeordneter Bedeutung, da

in beiden Fällen derselbe Effekt, nämlich eine Verlängerung des Aktionspotentials und der Refraktärzeit, entsteht.

Unter Ruhebedingungen wird die Erregungswelle einer Herzaktion ausgehend vom Sinusknoten über das Reizleitungssystem als homogene Front durch das Arbeitsmyokard laufen und zu einer synchronen Kontraktion der beteiligten Zellen führen. Wird nun Kontrastmittel (Diatrizoat) separat in die linke oder rechte Koronararterie injiziert, muß davon ausgegangen werden, daß die einzelnen Myokardzellen von diesem Kontrastmittel zu unterschiedlichen Zeiten und in unterschiedlicher Konzentration erreicht werden.

Damit verbunden ist deshalb eine verschieden stark ausgeprägte Wirkung auf die Refraktärzeiten und Leitungsgeschwindigkeiten kleinerer Zellverbände, was wiederum regionale Leitungsverzögerung oder Blockierungen zur Folge hat. Insgesamt wird ein Myokardareal entstehen, das einer auftreffenden depolarisierenden Erregungswelle keinen homogenen Durchtritt mehr erlaubt, sondern durch relative Verzögerung oder Beschleunigung zu einer Inhomogenität oder Desynchronisation der Erregung in dem vom Kontrastmittel durchströmten Gebiet führen wird. Eine Desynchronisation der Erregungsausbreitung wird sich am Meßort durch eine Änderung der R-Zacke im intrakardialen EKG bemerkbar machen. Dabei fanden sich geänderte Amplituden die jedoch

nicht systematisch untersucht werden, da sich die Auswertung auf die Frequenzanalyse beschränkte.

Außerdem konnten nach Kontrastmittelinjektion Zersplitterungen und Knotungen in der R-Zacke sowie das Auftreten mehrmaliger Polaritätswechsel beobachtet werden, die dann entstehen, wenn die Erregungsfront die Meßelektrode in anderer Stärke und Richtung erreicht. Diese genannten Änderungen treten dabei in einem Zeitbereich auf, der klein ist in Relation zur gesamten Dauer der R-Zacke, d. h. kleiner als 0,1 sec. Dies bedeutet, daß die Veränderungen im Frequenzspektrum in einem Bereich zu erwarten sind, der deutlich über 10 Hz liegt.

Die Messungen bestätigen diese Überlegungen.

KOBER (24) vertritt in seiner Untersuchung über die Wirkung verschiedener Kontrastmittel auf den Erregungsablauf und mechanische Eigenschaften des Herzens ebenfalls die Ansicht, daß Kontrastmittel zu einer Inhomogenität der Erregung führen.

4. Medizinische Bedeutung:

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, Grundlagen für eine neue Art der Signalauswertung zu erarbeiten und die Bedeutung der Methode im medizinischen Bereich darzustellen. Damit zusammen hängt die Frage nach der klinischen Relevanz der gefundenen Ergebnisse.

Die Entstehung schwerer Rhythmusstörungen während der selektiven Koronarangiographie - wie etwa Kammerflimmern - wird von LANG (26) und anderen Autoren auf Re-entry-Mechanismen zurückgeführt, die durch die verlängerten Wirkungen des Kontrastmittels auf die Refraktärzeiten der Myokardzelle begünstigt werden. Das Auftreten von Kammerflimmern stellt damit einen Extremfall der Desynchronisation der Erregung dar, und es erhebt sich die Frage, ob aus der Größe der Frequenzverschiebung im Fourier-Spektrum des intrakardialen Elektrokardiogrammes Rückschlüsse auf die Fähigkeit eines Kontrastmittels, schwere Herzrhythmusstörungen zu bewirken, möglich sind. Es ist bekannt, daß verschiedene Kontrastmittel das Oberflächen-EKG verschieden stark beeinflussen und auch in verschieden hohem Umfang zu schweren Rhythmusstörungen während der Untersuchung führen. Es ist zu erwarten, daß sie dieses unterschiedliche Verhalten auch im intrakardialen EKG unter besonderer Berücksichtigung des Frequenzspektrums zeigen.

Exakte Aussagen hierüber werden sich jedoch erst nach vergleichenden Untersuchungen unter Einbeziehung verschiedener Kontrastmittel machen lassen.

GOLDBERGER (16) führte Hochfrequenzuntersuchungen (80 bis 300 Hz) des QRS-Komplexes im Oberflächen-EKG durch. Er konnte dabei eine Abnahme der hochfrequenten Anteile bei Patienten mit Myokardinfarkt finden.

Auch vermutet er, daß es bei Patienten mit hypertrophierten Herzmuskeln und ebensolchen EKG-Zeichen zu einer Zunahme der hochfrequenten Anteile kommt. Unsere Ergebnisse stützen diese Annahme, da das EKG während der selektiven Koronarangiographie das Bild eines Hypertrophie-EKGs annimmt. In Analogie zum Verhalten des Oberflächen-EKGs könnte damit auch das intrakardiale EKG während der selektiven Koronarangiographie als Hypertrophie-Modell angesehen werden. Damit ist vorstellbar, daß aus den Frequenzspektren auf latente Septumhypertrophien geschlossen werden kann, die anderen diagnostischen Verfahren bisher nicht zugänglich waren.

Wie bereits erwähnt, gab es in der Versuchsreihe auch Fälle, bei denen keinerlei bzw. nur sehr geringe Veränderungen nachgewiesen werden konnten. Die Anamnese erbrachte in allen Fällen den Hinweis, daß bei diesen Patienten Myokardinfarkte im Gebiet der Herzspitze und des Ventrikelseptums abgelaufen waren. Die Infarkte konnten bei der Untersuchung linksokardiographisch bestätigt werden.

Man muß in diesen Fällen davon ausgehen, daß die Meßelektrode in einem Narbengebiet lag, das sich elektrophysiologisch anders verhalten wird als funktionstüchtiges Myokardgewebe. Die genannten Wirkungen auf die Leitungsfähigkeit und Leitungsgeschwindigkeit können sich dabei nicht im Meßgebiet entfalten, sondern weiter entfernt davon, wo sie der

unmittelbaren Erfassung durch die Elektrode nicht mehr zugänglich sind. Danach ist also die räumliche Entfernung zwischen Elektrode und dem Ort des Geschehens die Ursache dafür, daß wir bei Patienten mit abgelaufenen Myokardinfarkten keine Frequenzverschiebungen nachweisen konnten. Die Frequenzanalyse des intrakardialen EKGs scheint damit auch geeignet zu sein, untergegangenes Gewebe nachzuweisen. Durch mehrmaligen Wechsel der Elektrodenplazierung könnte sogar auf die Größe des betroffenen Infarktgebietes geschlossen werden.

G ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit sollte der Einfluß eines Kontrastmittels auf die myokardiale Erregungsausbreitung untersucht werden. Dazu erfolgte die Aufzeichnung des intrakardialen EKGs bei 28 Patienten in Ruhe und während der selektiven Koronarangiographie. Als Kontrastmittel fand dabei das Natrium-Megluminsalzgemisch (im Verhältnis 10 : 66) der Amidotrizoesäure (Urografin 76 %, Schering AG Berlin) Verwendung, das seit Jahren als Standardpräparat im diagnostischen Bereich benutzt wird.

Die Auswertung der intrakardial aufgezeichneten Signale erfolgte durch Frequenzanalysen. Die Berechnung erfolgte dabei durch Anwendung der FFT (Fast Fourier Transformation).

Um quantitative Aussagen über das Maß der Veränderungen der Frequenzspektren treffen zu können und die Voraussetzungen für vergleichende Untersuchungen mit anderen Kontrastmitteln zu schaffen, wurde die Integralmethode entwickelt. Die gewonnenen Frequenzspektren unter Ruhebedingungen wurden mit denen nach Kontrastmittelinjektion verglichen.

Es ergaben sich dabei folgende Ergebnisse:

1. Nach Kontrastmittelinjektion kommt es zu charakteristischen Veränderungen im Frequenzspektrum des intrakardialen EKGs. Die Veränderungen bestehen in einer signifikanten Zunahme der höherfrequenten

Anteile des Spektrums.

Die Frequenzverschiebung wird interpretiert als Ausdruck einer Inhomogenität oder Desynchronisation der Erregungsausbreitung im Myokard durch das Kontrastmittel. Eine Desynchronisation schafft im Extremfall die Voraussetzungen für das Auftreten schwerwiegender Rhythmusstörungen (z. B. Kammerflimmern).

2. Die Veränderungen im Frequenzspektrum waren immer dann signifikant, wenn die Injektion des Kontrastmittels in die Koronararterie erfolgte, welche das Myokardareal versorgt, das von der Meßelektrode erfaßt wird. Hier besteht ein grundlegender Unterschied zum Verhalten des Oberflächen-EKGs. Das Oberflächen-EKG zeigt sowohl bei Injektion in die rechte als auch in die linke Koronararterie Abweichungen, die sich als jeweils entgegengesetzte Drehung des Vektors der elektrischen Herzachse im EKG interpretieren lassen. Dies ist verständlich, da das konventionelle EKG das Kurvenbild des jeweiligen Summenvektors darstellt, der sich in jedem Fall gegenüber der Ruhebedingung verändert. Die Frequenzanalyse des intrakardialen EKGs ermöglicht damit die Zuordnung eines bestimmten Gebietes zur perfundierenden Koronararterie.
3. Liegt die Elektrode zur Aufzeichnung des intrakardialen EKGs in einem Narbengebiet (Zustand nach Myo-

kardinfarkt), sind die oben genannten Frequenzverschiebungen nicht nachweisbar.

Die Erklärung für diese Beobachtung liegt in dem unterschiedlichen elektrophysiologischen Verhalten von Narbengewebe und intaktem, zur Reizleitung befähigtem Myokardgewebe.

H LITERATURVERZEICHNIS

1. ADAMS, D.F., D.B. FRASER, H.L. ABRAMS:
The complications of coronary arteriography.
Circulation 48: 609-618, 1973
2. ALDOR, E., A. HEEGER:
EKG-Veränderungen bei selektiver Koronarangiographie und Myokardszintigraphie.
Z. Kardiol. 62: 1078-1084, 1973
3. BÖDECKER, R.H.:
Anwendbarkeit frequenzanalytischer Methoden in der Phonokardiographie.
Verlag der Ferber'schen Universitätsbuchhandlung, Gießen 1982
4. BÖRGER, H.H.:
EKG-Information.
Steinkopff Verlag, Darmstadt 1978, 2. Aufl.
5. BOURASSA, M.G., J. NOBLE:
Complication rate of coronary arteriography. A review of 5250 cases studied by a percutaneous femoral technique.
Circulation 53: 106-114, 1976
6. BREYMAN, U.:
Schnelle Fourier-Transformation in BASIC.
Elektronik 8: 82-83, 1981

7. BRONSTEIN, I.N., K.A. SEMENDJAJEW:
Taschenbuch der Mathematik
Harri Deutsch Verlag, Thun und Frankfurt/Main
1981, 20. Aufl.
8. CABEEN, W.R., R.N. MACALPIN:
His bundle electrocardiography during routine
left heart catheterisation.
Brit. Heart J. 40: 286, 1978
9. COOLEY, J.W., J.W. TUKEYN:
An algorithm for the machine calculation of
complex Fourier series.
Math. of Comput. 19: 297-301, 1965
10. CSAPO, G.:
Konventionelle und intrakardiale Elektro-
kardiographie.
Documenta Geigy, Wehr/Baden 1980
11. DE BAKEY, M.E., E.B. DIETRICH, J.E. LIDDICOAT,
H.E. GARRET:
Exhibition Baylor University College of Medicine,
Texas Medical Center, Houston 1968
12. DEEG, P., H. MAIER:
Koronarvenöse Katecholamin- und Ca^{++} -Konzentration
nach intrakoronarieller Kontrastmittelinjektion.
In: A. WEIKL, E. LANG (Herausg.): Kontrastmittel
in der Kardiologie.
Steinkopff Verlag, Darmstadt 1981

13. DIEM, K., C. LENTNER:
Wissenschaftliche Tabellen.
Documenta Geigy
Thieme Verlag, Stuttgart 1975, 7. Ausg.
14. DIGITAL EQUIPMENT CORPORATION:
LAB Applications-11, System Reference Manual
Maynard Massachusetts 1974
15. FISCHER, H.W., K.R. THOMSON:
Contrast media in coronary arteriography:
A review.
Invest. Radiol. 13: 450-459, 1978
16. GOLDBERGER, A.L., V. BHARGAVA, V. FROELICHER,
J. COVELL:
Effect of myocardial infarction on high frequency QRS-potentials.
Circulation 64: 34-42, 1981
17. GRENDahl, H., H. EIE, A. NORDVIK, C. MÜLLER:
Electrocardiographic changes during selective coronary angiography.
Acta med. scand. 191: 493-500, 1972
18. HAHN, N:
Erregung und Erregungsleitung im Herzen unter Kontrastmitteleinfluß. Untersuchungen am narkotisierten Hund. In: A. WEIKL, E. LANG (Herausg.): Kontrastmittel in der Kardiologie.
Steinkopff Verlag, Darmstadt 1981

19. HELLIGE, G.:

Elektrolytverschiebungen durch Röntgenkontrastmittel und ihre Rückwirkungen auf die Funktion des Herzens. In: A. WEIKL, E. LANG (Herausg.): Kontrastmittel in der Kardiologie. Steinkopff Verlag, Darmstadt 1981

20. HIGGINS, Ch.B., W. SCHMIDT:

Alterations in calcium levels of coronary sinus blood during coronary arteriography in the dog. Circulation 58: 512-519, 1978

21. JUDKINS, M.P.:

Selective coronary arteriography. Part 1: A percutaneous transfemoral technique. Radiology 89: 815-824, 1967

22. KLEINERT, M., H. ELMQUIST, H. STRANDBERG:

Spectral properties of atrial and ventricular endocardial signals. Pace 2: 11-19, 1979

23. KOBER, G., R. HOPF, H.J. BECKER, M. KALTENBACH:

Wirkung und Nebenwirkungen der Kontrastmittel Urografin 76, Telebrix 300 und Telebrix 380 bei der selektiven Koronarangiographie des Menschen. Herz/Kreisl. 7: 231-236, 1975

24. KOBER, G., W. SCHULZ, S. MARTIN, M. KALTEN-
BACH:
Die Wirkung eines ionischen (Urografin 76) und
eines nicht ionischen (Iopamidol 370) Kontrast-
mittels auf Erregungsablauf und mechanische
Eigenschaften des Herzens. In: A. WEIKL, E. LANG
(Herausg.): Kontrastmittel in der Kardiologie.
Steinkopff Verlag, Darmstadt 1981
25. KOBER, G.:
Koronarangiographie-Indikationen, Komplikationen,
therapeutische Konsequenzen.
Angiocardiology 3: 119-126, 1981
26. LANG, J., E.C. LASSER:
Inhibition of adenosine triphosphate and carbonic
anhydrase by contrast media.
Invest. Radiol. 10: 314-316, 1975
27. LANG, J, E.C. LASSER:
Nonspecific inhibition of enzymes by organic
contrast media.
J. Med. Chem. 14: 233-236, 1971
28. LÜDERITZ, B.:
Elektrische Stimulation des Herzens.
Springer Verlag, Berlin - Heidelberg - New York 1979
29. MOELLER, F.:
Grundlagen der Elektrotechnik.
B.G. Teubner Verlag, Stuttgart 1967

30. MYERS, G.H., Y.M. KRESH, V. PARSONNET:
Characteristics of intracardiac electrograms.
Pace 1: 90-103, 1978
31. PARKER, B.:
Fourier Analysis of electrograms.
Pace 2: 246-248, 1979
32. PARSONNET, V., G.H. MYERS, Y.M. KRESH:
Characteristics of intracardiac electrograms 2.
Pace 3: 406-417, 1980
33. REINDELL, H., H. ROSKAMM:
Herzkrankheiten.
Springer Verlag, Berlin - Heidelberg, New York 1982
34. SCHMIDT, R.F., G. THEWS:
Physiologie des Menschen.
Springer Verlag, Berlin - Heidelberg, New York 1983
35. SCHMITT, H.E.:
Zwischenfälle bei der selektiven Koronarangiographie.
Dtsch. med. Wschr. 99: 838-840, 1974
36. SIEGENTHALER, W.:
Klinische Pathophysiologie.
Thieme Verlag, Stuttgart - New York 1982

37. SONES, F.M. jun., E.K. SHIREY, W.L.
PROUDFIT, R.N. WESTCOTT:
Cine coronary arteriography.
Circulation 20: 773-774, 1959
38. SOS, T.A., H.A. BALTAKE:
Comparison of left ventricular ejection fraction and regional contractility fraction pre and post coronary angiography.
Invest. Radiol. 2: 138-145, 1976
39. THOMSON, K.R., Ch.A. EVILL, J. FRITSCH, G.T. BENNESS:
Comparison of Iopamidol, Ioxaglate and Diatrizoate during coronary arteriography in dogs.
Coronary Arteriography 3: 234-241, 1980
40. VERBAND DEUTSCHER ELEKTROINGENIEURE:
Bestimmungen für elektromedizinische Geräte,
Teil 1: Allgemeine Bestimmungen. 1968
41. VERBAND DEUTSCHER ELEKTROINGENIEURE:
Bestimmungen für elektromedizinische Geräte,
Teil 2: Besondere Bestimmungen. 1970
42. WAGNER, J.:
Elektrokardiographische Veränderungen während und unmittelbar nach selektiver Koronarangiographie.
In: A. WEIKL, E. LANG (Herausg.): Kontrastmittel in der Kardiologie.
Steinkopff Verlag, Darmstadt 1981

43. WEIKL, A., M. HUBMANN:

A Survey of contrast media used in coronary angiography.

Cardiovasc. Intervent. Radiol. 5: 202-210, 1982

44. WINK, K., J. WISSERT, H.J. JUST:

Kardiovaskuläre Rückwirkungen verschiedener Röntgenkontrastmittel bei der Koronarangiographie.
In: A. WEIKL, E. LANG (Herausg.): Kontrastmittel in der Kardiologie.

Steinkopff Verlag, Darmstadt 1981

I ANHANG

Ergebnisse der Integralmethode:

Der Betrag des Integrals zwischen 25 und 150 Hz wurde als 100-%-Wert angesetzt. Angegeben sind die berechneten Frequenzen, bei denen 70, 80 und 90 % dieses Wertes erreicht sind.

D: Werte nach Kontrastmittelinjektion in die rechte Koronararterie.

S: Werte nach Kontrastmittelinjektion in die linke Koronararterie.

Patient	70 %	80 %	90 %	Vers.-Typ
1	62	77	104	
1 D	64	80	108	N
1 S	95	103	120	
2	69	80	103	
2 D	68	82	104	N
2 S	85	93	116	
3	68	83	104	
3 D	82	96	116	N
3 S	67	87	106	
4	71	83	99	
4 D	72	85	101	L
4 S	86	103	125	

Patient	70 %	80 %	90 %	Vers.-Typ
5	57	65	102	
5 D	58	68	104	N
5 S	66	80	117	
6	70	84	100	
6 D	67	79	97	N
6 S	100	111	124	
7	76	88	106	
7 D	74	86	105	L
7 S	78	90	109	
8	59	68	98	
8 D	62	71	99	N
8 S	72	85	117	
9	73	87	106	
9 D	79	91	110	L
9 S	84	98	118	
10	63	73	91	
10 D	74	85	105	R
10 S	64	73	90	
11	70	85	104	
11 D	72	87	105	N
11 S	80	95	114	

Patient	70 %	80 %	90 %	Vers.-Typ
12	72	86	101	
12 D	85	98	112	R
12 S	73	87	103	
13	72	86	107	
13 D	71	84	104	R
13 S	75	89	111	
14	55	64	83	
14 D	54	62	82	L
14 S	60	70	88	
15	56	65	84	
15 D	66	94	120	N
15 S	57	67	83	
16	70	85	102	
16 D	81	93	114	R
16 S	74	87	103	
17	78	89	109	
17 D	87	99	117	N
17 S	76	87	108	
18	64	84	110	
18 D	65	85	110	N
18 S	83	97	116	

Patient	70 %	80 %	90 %	Vers.-Typ
19	67	80	101	N
19 D	67	79	100	
19 S	74	89	110	
20	69	82	102	N
20 D	68	80	101	
20 S	76	90	112	
21	63	75	95	N
21 D	64	76	95	
21 S	70	82	103	
22	53	75	92	N
22 D	73	88	111	
22 S	64	77	91	
23	75	86	100	R
23 D	81	94	109	
23 S	73	84	97	
24	77	92	112	R
24 D	80	94	112	
24 S	76	92	112	
25	58	71	93	L
25 D	60	72	94	
25 S	66	81	107	

Patient	70 %	80 %	90 %	Vers.-Typ
26	85	100	118	L
26 D	84	99	116	
26 S	86	100	118	
27	77	93	115	N
27 D	80	95	117	
27 S	79	94	115	
28	69	85	101	N
28 D	71	86	103	
28 S	78	94	113	

Sämtliche Geräte zur Aufzeichnung und Auswertung der intrakardialen Elektrokardiogramme wurden vom Zentralinstitut für Biomedizinische Technik der Universität Erlangen-Nürnberg zur Verfügung gestellt.

Herrn Professor Dr. Ing. M. Schaldach, als Leiter des Instituts, möchte ich an dieser Stelle ausdrücklich für die großzügige Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit danken.

Mein Dank gilt auch Herrn Dipl. Ing. P. Kartmann, der mir mit Rat und Tat bei den aufgetretenen technischen Problemen zur Seite stand.

Herr Dr. med. A. Weikl, Oberarzt der 3. Medizinischen Klinik des Klinikums Nürnberg, führte mit großer Geduld die Ableitungen der intrakardialen EKGs während des Routinebetriebes im Herzkatheterlabor durch und stand mir als medizinischer Berater zur Seite. Ihm und seinem Team bin ich zu großem Dank verpflichtet.

Herrn Professor Dr. med. R. Leutschaft danke ich sehr herzlich für die Übernahme des Referates.

LEBENS LAUF

Max-Josef PONNATH, geb. 20. Oktober 1955, in Regensburg

Eltern: Dr. med. Alois Ponnath
Arzt für Allgemeinmedizin in Regenstauf
Marianne Ponnath, geb. Sippl
Mitarbeiterin in der väterlichen Praxis

1962 - 1966: Besuch der Volksschule in Regenstauf

1966 - 1975: Schüler am Regental-Gymnasium in Nittenau
(mathematisch-naturwissenschaftlicher Zweig)
Abitur im Mai 1975

1975 - 1976: Freiwillige Wiederholung der 13. Klasse und
der Reifeprüfung am Werner-von-Siemens-
Gymnasium in Regensburg, um den Abiturnoten-
schnitt zu verbessern (Medizinstudium)

1976 - 1977: Bis April 1977 Sanitätssoldat bei der
Bundeswehr

1977 - 1979: Vorklinisches Studium an der Freien Uni-
versität Berlin
Ärztliche Vorprüfung im März 1979

1979 - 1983: Klinisches Studium an der Universität
Erlangen-Nürnberg
1980: Erster Abschnitt der ärztl. Prüfung
1982: Zweiter Abschnitt der ärztl. Prüfung
1983: Dritter Abschnitt der ärztl. Prüfung

31. 5. 1983: Approbation als Arzt

